

DISSERTATION

Lokalisierung sich bewegender Objekte innerhalb und
außerhalb von Gebäuden

Dissertation zur Erlangung des akademischen Grades eines
Doktors der Naturwissenschaften (Dr. rer. nat.) im Fachbereich
Mathematik und Informatik der Freien Universität Berlin

vorgelegt von

Diplom-Informatiker Enrico Köppe

Datum der Disputation: 18. Juli 2014

Gutachter:

Prof. Dr.-Ing. Jochen H. Schiller, Freie Universität Berlin
Ao. Univ. Prof. Dr. Günther Retscher, Technische Universität Wien

Ich versichere, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt habe. Alle Stellen die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten Schriften entnommen wurden, sind als solche gekennzeichnet. Die Zeichnungen oder Abbildungen sind von mir selbst erstellt worden oder mit entsprechenden Quellennachweisen versehen. Diese Arbeit ist in gleicher oder ähnlicher Form noch bei keiner Prüfungsbehörde eingereicht worden.

Berlin, den

(Enrico Köppe)

Kurzfassung

In der vorliegenden Dissertation „Lokalisierung sich bewegender Objekte innerhalb und außerhalb von Gebäuden“ wird die Herausforderung thematisiert ohne Nutzung lokaler Infrastruktur eine genaue Lokalisierung sich bewegender Objekte innerhalb von Gebäuden durchzuführen.

Eine der wichtigsten Fragestellungen, die Grundlage dieser Arbeit ist, beschäftigt sich mit der Möglichkeit, eine Indoor-Lokalisierung mit Low-Cost-Sensoren zu realisieren. Im Rahmen der vorliegenden Arbeit ist diese Aufgabenstellung entsprechend den nachfolgend beschriebenen Schritten abgearbeitet worden.

Zuerst wurde die mathematische Abbildung der verschiedenen Koordinatensysteme (Sensorsystem, Weltkoordinaten) näher betrachtet und die Überführungsmöglichkeiten (Quaternion) analysiert. Um der Herausforderung gerecht zu werden, ohne die Nutzung lokaler Infrastruktur ein sich bewegendes Objekt zu lokalisieren, musste eine eigene Testplattform realisiert werden. Für die Testplattform ist eine eigene Hardware mit ausgewählten handelsüblichen Low-Cost-Sensoren entworfen worden. Diese BodyGuard-System genannte Testplattform dient zur Überführung und Überprüfung der entwickelten mathematischen Algorithmen. Bei anschließenden ersten Tests stellte sich heraus, dass die Qualität der Ortsbestimmung (Genauigkeit) nur durch eine Kalibrierung der Sensoren sichergestellt werden kann. Aufgrund dieser Tatsache ist ein automatisches Kalibrierverfahren entwickelt worden. Weiterführend werden die unterschiedlichen Sensoren mittels Plausibilitätsprüfung miteinander fusioniert, um zum Beispiel das Driftverhalten zu eliminieren. Aufbauend auf diesen kalibrierten, plausibilisierten und fusionierten Bewegungsdaten ist der Betrachtungszeitraum für unterschiedliche Bewegungsmerkmale eingeführt worden, um so die Akkumulation von Lokalisierungsunsicherheiten als Funktion der Zeit zu vermeiden. Im letzten Schritt ist eine Validierung der Algorithmen in Experimenten durchgeführt worden.

Das Ergebnis der Arbeit lässt sich wie folgt zusammenfassen. Unter Anwendung der Kalibriermethode zur Charakterisierung der Sensoren, deren Eigenschaften und Verhalten bei Bewegungen, lässt sich eine Position auch über einen längeren Zeitraum ausreichend genau bestimmen und eine Indoor-Lokalisierung auch mit Low-Cost-Sensoren realisieren. Die über diese Methode erzielte Genauigkeit liegt bezogen auf den zurückgelegten Weg bei ± 1 % Abweichung über einen Zeitraum von 15 Minuten.

Abstract

In the present dissertation „Indoor and outdoor localization of moving objects“, the main topic is the challenge to localize moving objects inside and outside of buildings without the use of local infrastructure.

One of the important questions for this work is connected to the possibility of the realization of indoor localization with low-cost-sensors. Within the present dissertation this task is worked out in the following steps:

First the mathematical maps of the different coordination systems (sensor system, earth coordination system) are examined and the possibilities of the transformation (quaternion) are analyzed. However, to cope with the challenge to localize a moving object without local infrastructure, it was necessary to create a test platform. For the test platform an own hardware with chosen commercial sensors is developed. This test platform or so called BodyGuard-System is used to transfer and to review the developed mathematical algorithms. After the development process first test are done, and it became apparent, that the quality of the position localization (accuracy) can only be ensured by a calibration of the sensors. For that reason an automatic calibration procedure is developed. Furthermore, the different sensors are fused with each other using a plausibility check, to eliminate, for instance, the drift behavior. Using these calibrated, plausible and fused movement data, a period under review for various characteristics of a movement is established, so as to avoid the accumulation of localization uncertainties as function of the time. In the last step of this dissertation the algorithms are validated in experiments.

To conclude, with the use of the calibration method it is possible to characterize the sensors and their properties and behavior in movement. This data is necessary to realize an exact localization of the outdoor and indoor position of an object with low-cost-sensors over an extended period of time. The accuracy of the localization method referred to a walked way is at ± 1 % deviation over a time period of 15 minutes.

Danksagung

Zuerst möchte ich Herrn Prof. Schiller danken, dass er es ermöglicht hat, die Promotion durchzuführen, und mich während der ganzen Zeit der Promotion betreut und begleitet hat. Mein Dank geht auch an Herrn Prof. Retscher für seine Bereitschaft das Zweitgutachten für die Dissertation zu erstellen. Beiden danke ich für die guten Anregungen in jeglicher Hinsicht während der gesamten Zeit meiner Dissertation.

Weiterhin möchte ich ganz besonders Herrn Dr. Liers danken, der zu jeder Zeit für fachliche und persönliche Unterstützung zur Verfügung stand und immer mit kreativen Ideen zum Dialog über die Dissertation und damit zum Erfolg dieser beigetragen hat.

Besonderer Dank geht an alle Studenten, die mich in dieser Zeit begleiteten und für den Erfolg ihrer eigenen Arbeiten und meiner Arbeit durch Experimente, Auswertungen und Ideen beigetragen haben. Alphanumerisch: Daniel Augustin, Andreas Benzin, Michael Borst, Jörg Diedrich, Marcus Edel, Thomas Hildebrand, Patrick Neumann, Stefan Pfeiffer, Sönke Schmidt, Nico Wanner, Martin Weigelt sowie Heiko Will.

Ein wichtiger Motivator auf dem Weg zum Erfolg war die wettbehaftete Unterstützung von Klaus-Peter Gründer und Tabea Wilk, die zu viele Kästen Bier gewonnen haben, aber das Ergebnis gibt Ihnen Recht.

Die neue Rechtschreibung entfernte aus dem ursprünglichen Dokument gefühlte 1000 Kommas, lieben Dank dafür an Katrin Glatz und dem Verlag Bibliographisches Institut GmbH (Dudenverlag).

Danke an meinen Papa, meine Oma und besonders auch an meinen Opa, der uns leider kurz vor dem endgültigen Abschluss des Dissertationsverfahrens Anfang Juli dieses Jahres völlig überraschend verlassen hat. Alle drei haben mich moralisch die ganze Zeit unterstützt und immer wieder nach dem aktuellen Stand gefragt. Danke!

Ein dicker Kuss und eine liebe Umarmung geht an meine Tochter Gwendolin und meinen Sohn Arthur, aus deren Kreativität und Lächeln ich immer wieder Kraft und Freude schöpfe.

Mit Liebe denke ich an meine Mutter und danke ihr für Alles. Leider ist sie vor sechs Jahren aus Krankheitsgründen verstorben.

All diesen lieben und unterstützenden Menschen widme ich diese Arbeit.

Inhaltsverzeichnis

Kurzfassung	I
Inhaltsverzeichnis	IV
1 Einleitung	1
2 Stand der Technik und mathematisches Bewegungsmodell.....	3
2.1 Methoden zur Positionsbestimmung	3
2.1.1 Funktechnik	3
2.1.2 Bildgebende Verfahren: Optik und Akustik.....	10
2.1.3 Trägheitsnavigation	11
2.1.4 Schlussfolgerung.....	12
2.2 Mathematisches Bewegungsmodell	13
2.2.1 Koordinatensysteme	13
2.2.2 Translation der Koordinaten	14
2.2.3 Translation und Rotation der Koordinaten	15
2.2.4 Mathematische Grundlagen der Quaternion.....	19
2.2.5 Überführung der Daten aus dem Körper- in das Weltkoordinatensystem mit Hilfe der Quaternion	21
2.2.6 Projektion der erfassten Sensordaten in eine Position	23
2.3 Schlussfolgerungen.....	25
3 BodyGuard-System	26
3.1 Multi-Sensorkonzept und Voruntersuchungen.....	26
3.2 Vorstellung der genutzten Sensoren für das Multi-Sensor-System	27
3.2.1 Beschleunigungssensor	27
3.2.2 Drehwinkelsensor (Gyroskop)	27
3.2.3 Kompass	28
3.2.4 Magnetfeldsensor	28
3.2.5 Luftdrucksensor/Barometer	29
3.2.6 Global Position System	29
3.2.7 Luftfeuchte- und Vitalzeichensensor.....	29
3.2.8 Funksystem.....	30
3.2.9 Sensorüberblick	31
3.3 Untersuchungen zur Trageposition des Sensorsystems	32
3.3.1 Positionsmerkmale	32
3.3.2 Ferse/Schuh/Span	33
3.3.3 Unterschenkel	34

3.3.4	Oberschenkel.....	34
3.3.5	Becken/Hosentasche.....	35
3.3.6	Hüfte/Steiß.....	35
3.3.7	Hand.....	36
3.3.8	Schulter.....	36
3.3.9	Kopf.....	37
3.3.10	Ergebnis.....	38
3.4	Integration der Sensoren in das BodyGuard-System.....	39
3.5	Zusammenfassung.....	51
4	Kalibrierung.....	52
4.1	Definition: Messen, Messabweichung und Messunsicherheit.....	52
4.2	Kalibrierung unter Verwendung der Datenblattwerte.....	54
4.3	Einmalige statische Kalibrierung.....	56
4.4	Dynamische Kalibrierung.....	58
4.4.1	Modelltheorie.....	58
4.4.2	Prinzip der dynamischen Kalibrierung.....	61
4.5	Zusammenfassung.....	69
5	Von der Bewegungsanalyse zur Positionsbestimmung.....	71
5.1	Methodik der Bewegungsanalyse.....	72
5.2	Vom Sensorsignal zu den Bewegungsdaten.....	74
5.2.1	Anschlüsse und Digitalisierung der Sensoren.....	74
5.2.2	Überführung der Sensorensignale in fehlerbereinigte und orientierungs-richtige Sensordaten.....	76
5.2.3	Normierung der Sensordaten.....	78
5.3	Sensordatenfusion.....	81
5.3.1	Integration der Sensordaten.....	81
5.3.2	Plausibilitätsbestimmung der Sensordaten.....	83
5.3.3	Mögliche Datenfusionen der verschiedenen Sensoren.....	84
5.3.4	Grundmuster der Bewegungsanalyse.....	85
5.3.5	Merkmalsbasierte Lokalisierung.....	88
5.4	Positionsbestimmung.....	90
5.5	Unsicherheitsbetrachtung.....	92
5.6	Zusammenfassung.....	94
6	Anwendungsbeispiele, Experimente und Auswertung.....	95
6.1	1-D Bewegung.....	95

6.2	2-D Bewegung	98
6.3	3-D Bewegung	101
6.3.1	Sonderform – Höhenänderung mittels Barometer	106
6.4	3-D Lokalisierung	109
6.5	Zusammenfassung.....	111
7	Evaluation	112
8	Zusammenfassung und Ausblick	118
	Abbildungen	120
	Tabellen	122
	Diagramme	122
	Nomenklatur	124
	Griechische Buchstaben	124
	Abkürzungen	124
	Literaturverzeichnis.....	126
	Anhang	134
A)	Sendeleistung und Empfangsempfindlichkeit	134
A.1	Freiraumdämpfung.....	134
A.2	Mediendämpfung.....	138
A.3	Empfangsempfindlichkeit und –messung	141
B)	Weitere Experimente	143
B.1	RSSI-Experimente	143
B.2	Laufzeitexperimente	145
C)	Hardwarevarianten.....	147
C.1	iNEMO-System, STEVAL-MKI062V2.....	147
C.2	BodyGuard-System V 2.0.....	148

1 Einleitung

In den letzten Jahren wird der sensor- oder funkgesteuerten Lokalisierung sich bewegender Objekte, zum Beispiel dem Menschen, immer größere Bedeutung zugesprochen. Dieses belegen Beispiele führender Elektronik- und Softwareunternehmen wie Google Inc., Apple Inc. oder Samsung Electronics. Diese Firmen entwickelten eigene Anwendungen, Prototypen oder integrierte Lösungen in ihren Produkten zur Lokalisierung sich bewegender Objekte. Die Entwicklung von Applikationen zur Fußgängernavigation basierend auf den Mobiltelefonen ist durch die Verbesserung und Miniaturisierung von Sensoren beschleunigt worden. Sie ist für den Bereich außerhalb von Gebäuden anwendungsbereit und wird durch die Verbesserung der GPS-Technologie weiter optimiert. Für die Lokalisierung innerhalb von Gebäuden ist der Stand der Technik noch unzureichend und die existierenden kommerziell erhältlichen Systeme sind noch zu ungenau. Im Moment wird aber durch Projekte namhafter Firmen wie von Google Inc. z.B. in Projekten wie „Business View“ [GoBV13], „Google Indoor Maps“ [GoIM14] oder „Project Tango“ [GoPT14] versucht Lösungen für die Indoor-Lokalisierung zu finden. Allerdings kann für den Bereich der Indoor-Lokalisierung das Fazit gezogen werden, dass noch weiterer Forschungsbedarf besteht.

Die Basis einer sensor- und funkgesteuerten Lokalisierung sich bewegender Objekte innerhalb und außerhalb von Gebäuden bildet ein Sensornetzwerk, das aus Einzelkomponenten, Sensorknoten und einem Gateway besteht. Dabei bilden die Sensoren die kleinste Einheit eines Sensornetzwerkes. Die Sensoren geben ihren aktuellen Zustand an. Der Zustand bezeichnet dabei den durch den Sensor erfassten analogen oder digitalen Wert. Die nächstgrößere Einheit eines Sensornetzwerkes sind die Sensorknoten. Sie vereinen die Informationen von verschiedenen Sensoren und ermöglichen, die Daten örtlich beschränkt zu erfassen und zu verarbeiten. Mit Hilfe der Funksensorknoten können diese Informationen der Sensoren drahtlos an einen anderen Punkt übermittelt werden, wodurch sich der erfassende Bereich erweitert. Die Informationen der einzelnen Funksensorknoten werden in einem Funksensornetz vereint. Die Auswertung der erfassten Daten bietet die Möglichkeit, eine zeitliche Abbildung des vergangenen Zustandes eines Gebietes zu visualisieren und eine Abschätzung über den weiterführenden Zustand der beobachteten Umgebung zu treffen.

Resultierend aus dem kurz analysierten Stand der Technik und den erwähnten ersten Ansätzen und Projekten, die bisher für die Indoor-Lokalisierung noch zu ungenaue Ergebnisse liefern, ergeben sich die folgenden drei zentralen Zielstellungen für die vorgelegte Arbeit:

- Entwicklung einer Basisplattform aus Hardware- und Softwarekomponenten zur Indoor-Lokalisierung.
- Verbesserung der Lokalisierungsgenauigkeit (genaue Indoor-Positionsbestimmung über die Ermittlung der Position mit Hilfe von 3D-Sensordaten, Sensorkalibrierung und Datenfusion).

- Entwicklung eines Anwendungsszenarios bei fehlender lokaler Infrastruktur wie sie bei Feuerwehr- und Polizeieinsätzen im Normalfall gegeben ist. Da dort aus Sicherheitsaspekten keine lokale Infrastruktur, durch Stromabschaltung, mehr im Gebäuden funktionstüchtig ist.

Im Unterschied zu anderen Arbeiten [Schm12, AFKK09] wird in dieser Arbeit ein Weg gezeigt, mit Low-Cost-Sensoren eine weitgehend exaktere Indoor-Lokalisierung durchzuführen. Perspektivisch wäre damit eine Nutzung der Indoor-Lokalisierung auf dem Mobiltelefon, das heißt dem Smartphone, möglich. Diese Arbeit grenzt sich von anderen Arbeiten ab, indem nicht nur das Standardkalibrierverfahren [BrND12, SAGN07, AKPT12, Free13] zur Erhöhung der Ortsgenauigkeit genutzt wird. Im Verlauf der Arbeit ist ein automatischer Kalibrieralgorithmus für den dreidimensionalen Beschleunigungssensor, den dreidimensionalen Magnetfeldsensor und den dreidimensionalen Drehratensensor, oder auch Gyroskop genannt, entwickelt worden. Dieser automatische Kalibrieralgorithmus soll es ermöglichen, „beliebige 3D-Sensoren“ zu verwenden und damit eine genaue Positionsbestimmung zu realisieren. Unter „beliebigen 3D-Sensoren“ sind zu verstehen, dass der automatische Kalibrieralgorithmus und die merkmalsbasierten Lokalisierungsmethoden alle 3D-Sensoren aus beliebigen Mobiltelefonen oder Smartphones in ein genaues Wegbestimmungsendgerät umwandeln und auch in High-End Navigationssystemen eine Verbesserung der Positionsbestimmung gewährleisten. Die in der Arbeit entwickelten Algorithmen verbessern die Qualität der eingesetzten Sensoren und führen zu genaueren Ergebnissen bei der Lokalisierung.

Einleitend werden in dieser Arbeit zunächst die Methoden der Positionsbestimmung erläutert und der dazugehörige aktuelle Stand der Technik beschrieben. Im Folgenden wird das mathematische Modell näher vorgestellt, welches der Indoor-Lokalisierung zugrunde liegt. Anschließend folgt in Kapitel 3 die Darstellung der Basisplattform als Entwicklungskonzept des BodyGuard-Systems [KBLS12]. Dies wurde zur Indoor-Lokalisierung im Rahmen der Arbeit entwickelt, da es für die Genauigkeitsansprüche kein entsprechendes System gab, wie bereits in den Zielstellungen zu dieser Arbeit formuliert. Als Nächstes wird der entwickelte automatische Kalibrierprozess für 3D-Sensoren vorgestellt und mit den aktuellen Kalibriermethoden verglichen. Die Besonderheit ist dabei, dass das Gyroskop bei der Ermittlung des realen Weges mit einbezogen wird. In den weiteren Kapiteln wird detailliert auf den Prozess von der Bewegungsanalyse zur Positionsbestimmung eingegangen. Weiterhin wird die Güte der kalibrierten Basisplattform durch eine Validierung anhand von Bewegungsexperimenten (Anwendungsbeispiele) verdeutlicht. Außerdem wird auf die Evaluation des Gesamtsystems eingegangen. Am Schluss werden die wesentlichen Ergebnisse der Arbeit noch einmal zusammengefasst und dem kommerziell erhältlichen Systemen gegenübergestellt.

2 Stand der Technik und mathematisches Bewegungsmodell

Im ersten Teil dieses Kapitels werden verschiedene Methoden und Verfahren der Positionsbestimmung für die „Indoor-Lokalisierung“ vorgestellt. Die einzelnen Verfahren werden bezüglich der Anwendbarkeit auf das in der Einleitung beschriebene Szenario charakterisiert. Im zweiten Teil dieses Kapitels wird das Bewegungsmodell für das bereits erwähnte Anwendungsszenario in seinen mathematischen Grundlagen beschrieben und umgesetzt.

2.1 Methoden zur Positionsbestimmung

Die Ermittlung einer Position ist auf unterschiedlichen Wegen möglich und wird im nachfolgenden Abschnitt erörtert. Dabei wird unter anderem auf den Funk, worunter zum Beispiel die Laufzeit, die Feldstärke und die Winkelbestimmung fallen, sowie auf die Optik und die Trägheitsnavigation als Verfahren eingegangen.

2.1.1 Funktechnik

Der Begriff „Funktechnik“ ist definiert als die drahtlose Übermittlung von Daten durch elektromagnetische Wellen. Dies wurde Ende des 19. Jh. von *Heinrich Rudolf Hertz* (1857-1894) zum ersten Mal versuchstechnisch realisiert. Dabei gelang es ihm erstmals, die ausgesendete elektromagnetische Welle zu empfangen. Die Erzeugung der Welle erfolgte mittels Hertzschem Oszillator [Hert08] (siehe Abbildung 1), welcher auch als Funken-Oszillator bzw. Hertzscher Dipol bekannt ist. Das Prinzip beruht auf der Erzeugung eines Funkens der über die Länge der Funkstrecke und der Lage der Pole bzw. Dipole die Wellenlänge repräsentiert. Die erzeugte elektromagnetische Welle wird beim Funkempfänger und dem Resonator beobachtet indem dort die eintreffende Welle ebenfalls einen Funken erzeugt.

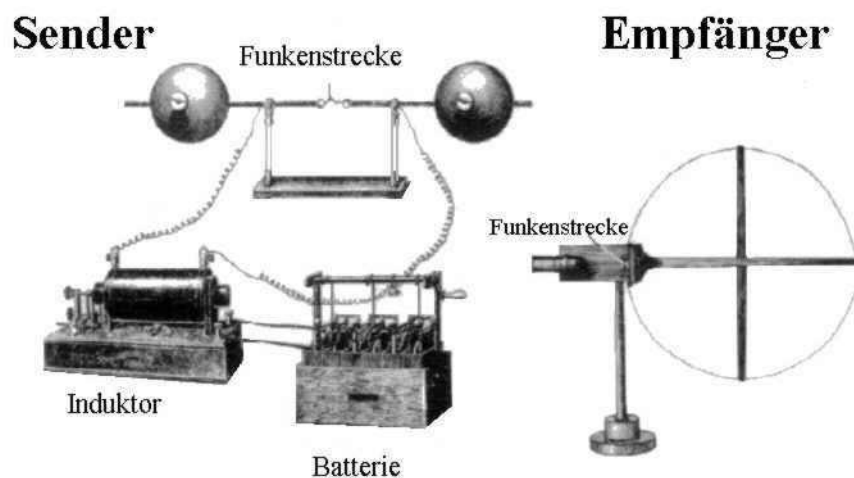


Abbildung 1 Hertzscher Oszillator und Resonator [Hert08a]

Die Grundlage für den Erfolg sowie für den Beweis der Existenz der elektromagnetischen Welle von Hertz und damit die Basis für die heutige Funkübertragung legten die Physiker Oerstedt, Faraday und Maxwell. Folgend sind die wesentlichen Aussagen bzw. Beweise der drei Physiker in kurzen Stichpunkten zusammengefasst.

- *Oerstedt, Hans Christian (1777 – 1851):*
Feststellung, dass ein elektrisch durchflossener Leiter ein Magnetfeld ausbildet.
- *Faraday, Michael (1791 – 1867):*
Theorie des elektrischen und magnetischen Feldes
- *Maxwell, James Clerk (1831 – 1879):*
Entwicklung der mathematischen Differentialgleichungen, welche die Zusammenwirkung zwischen elektrischem und magnetischem Feld erklären, sowie die theoretische Annahme der Existenz der elektromagnetischen Welle belegen.

Die Experimente von Hertz setzte der Italiener Guglielmo Marconi (1873 – 1938) fort und übertrug durch die Integration eines Tasters in den Sendestromkreis die ersten Morsesignale, was bis zu diesem Zeitpunkt nur via Kabel möglich war. Für die Verbesserung der Resonatortechnik baute er auf Grundlage von Alexander Stepanowitsch Popow (1859 – 1906) ein Gerät zur Aufspürung und Registrierung elektrischer Schwingungen. Die erreichte Morsegeschwindigkeit lag bei ca. 20 bis 50 WpM (Wörtern pro Minute) bzw. 100 bis 250 BpM (Buchstaben pro Minute), was einer Übertragungsgeschwindigkeit von etwa 15 bis 40 bps (bit per second) entspricht. Im Jahr 1901 gelang es Marconi, eine Funkverbindung von Europa über den Atlantik nach Amerika zu etablieren. Im Laufe der nachfolgenden Jahre entwickelten sich die Funktechniken immer weiter bis zum heutigen Stand der Technik, der bei einer Datenübertragungsrate von bis zu 1,25 Gbps (Gigabit per second) beim Gigabit Backbone Link liegt [Sole08] und bis zu 100 Gbps bei einem aktuellen Projekt der Universität Duisburg Essen [IPHOS13] erreicht werden soll.

Die elektromagnetischen Wellen bieten in einem Frequenzspektrum von 10^4 bis 10^{20} Hz verschiedene Übertragungsspektren, wie in Abbildung 2 zu sehen ist. Das Frequenzspektrum beginnt mit Radiowellen, die bei etwa 100 kHz ($1 \cdot 10^5$ Hz) zu finden sind. Es geht weiter über Funkwellen bei ca. 1 GHz ($1 \cdot 10^9$ Hz), welche von besonderem Interesse für diese Arbeit sind, zum sichtbaren Licht bei etwa 500 THz ($5 \cdot 10^{17}$ Hz), welches nur einen sehr kleinen Teil des Spektrums ausmacht, bis zur Röntgenstrahlung bei mehreren EHz ($1 \cdot 10^{18}$ Hz).

Stand der Technik und mathematisches Bewegungsmodell

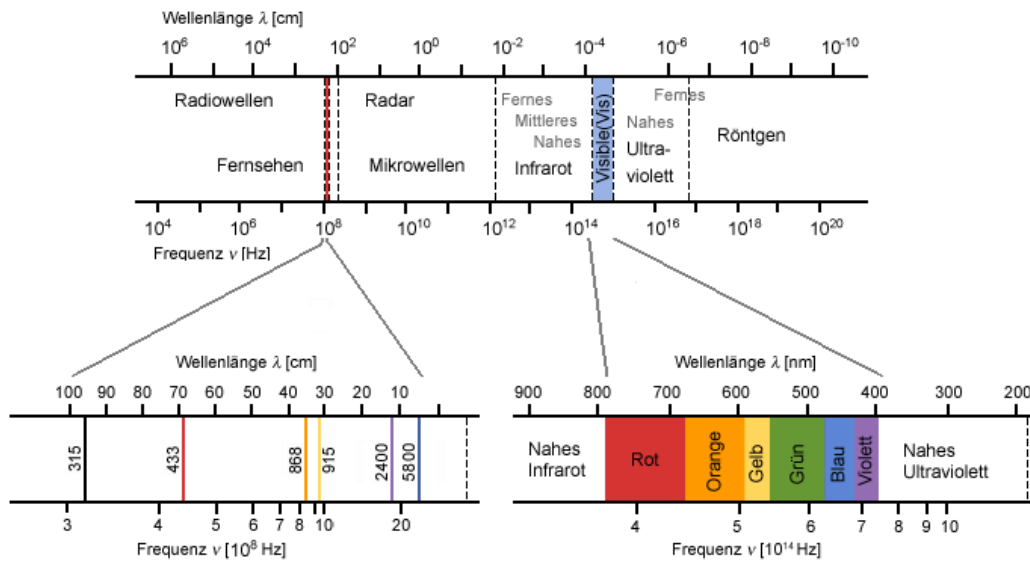


Abbildung 2 Das elektromagnetische Wellenspektrum.

In den nachfolgenden Unterabschnitten werden die Methoden der funkbasierten Entfernungsmessung vorgestellt. In Abbildung 3 sind die verschiedenen Methoden übersichtlich in einem Organigramm dargestellt.

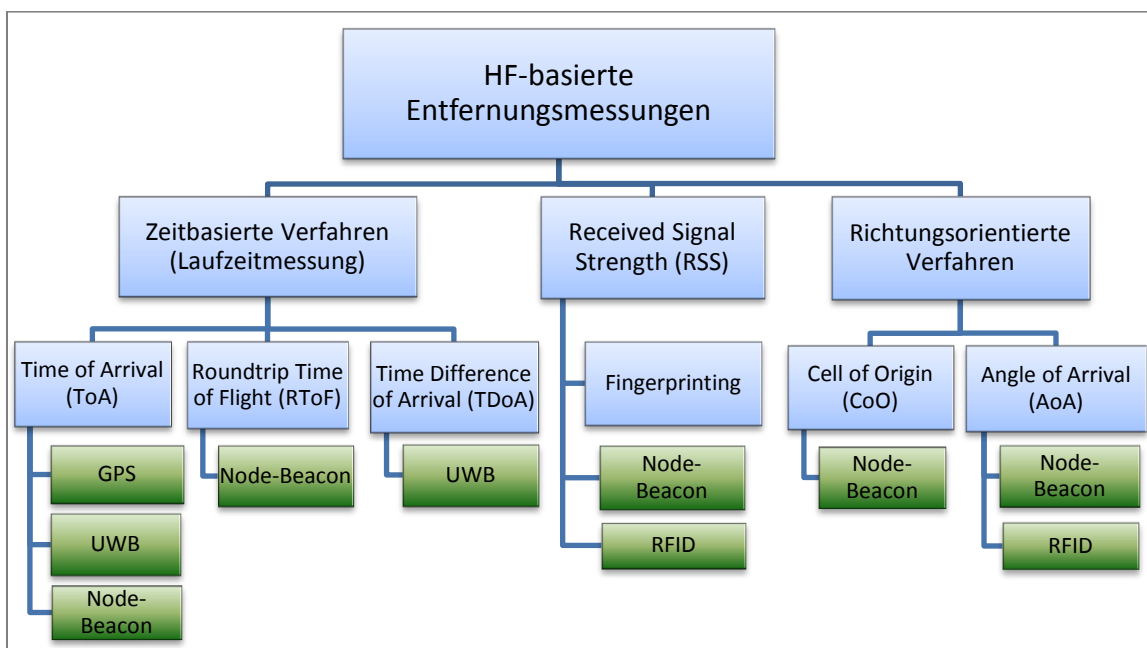


Abbildung 3 Überblick über die funkbasierte Entfernungsbestimmung [ITWi13a]

Zunächst werden im folgenden Abschnitt die für die Arbeit wesentlichen, zeitbasierten Verfahren (Laufzeit) erläutert. Anschließend wird auf das auch für die Arbeit relevante RSS-Verfahren eingegangen und nachfolgend die richtungsorientierten Verfahren vorgestellt.

Zeitbasierte Verfahren, Laufzeit

Die Laufzeit beschreibt die zeitliche Differenz zwischen einem gesendeten und einem empfangenen Paket oder Signal. Die Laufzeit beinhaltet dabei die Signallaufzeit, welche die Zeit beschreibt die die elektromagnetische Welle auf dem Weg zwischen Sender und Empfänger benötigt. Zusätzlich wird bei der Berechnung der Laufzeit die Verarbeitungszeit zur Vor- bzw. Nachbereitung eines Paketes oder Signals berücksichtigt. Die Laufzeit kann mathematisch, wie in Gleichung (1) gezeigt beschrieben werden.

$$\text{Laufzeit} = \text{Signallaufzeit} + \text{Konstante (interne Verarbeitungszeit)} \quad (1)$$

Die Laufzeit ist für die Ermittlung von mittleren bis großen Entfernungen prädestiniert, da die für die Berechnung notwendige Signallaufzeit messtechnisch gut zu erfassen ist. Dabei variiert das Messintervall je nach Entfernung und verwendeter Wellenart von wenigen Nanosekunden ($10^{-9} \text{ s} \triangleq \text{ns}$) bis zu mehreren Sekunden (s).

Beispiel: Bei einem Gewitter ermitteln wir die Entfernung unseres Standortes über eine Faustformel: Wir sehen den Blitz und zählen die Sekunden bis der Donner gehört wird und multiplizieren die gezählte Zeit mit 333 m. Aus diesem Wert ergibt sich unsere Entfernung zum Gewitter.

Wenn die Entfernung zum Gewitter exakt bestimmt werden soll müssen wir berücksichtigen, dass die akustische Schallwelle c_{Donner} bei etwa 20 °C nicht 333 m/s sondern 343,42 m/s zurücklegt. Dabei vernachlässigen wir die Zeit t_{Blitz} und die Geschwindigkeit c_{Blitz} des Lichtes, welche das Licht des Blitzes vom Ort des Einschlags bis zum eigenen Standort zurücklegt. Dies sind zwar nur wenige Mikrosekunden ($10^{-6} \text{ s} \triangleq \mu\text{s}$) die messtechnisch problemlos bestimmbar sind aber die Vernachlässigung verursacht einen Positionsbestimmungsfehler des Gewitters von ca. 10 m je Sekunde.

$$S_{\text{Entfernung}} \approx t_{\text{Donner}} * c_{\text{Donner}} - t_{\text{Blitz}} * c_{\text{Blitz}} \quad (2)$$

Viele Verfahren zur Bestimmung von Entfernungen beruhen auf dem Prinzip der Differenzmessung beziehungsweise der Bestimmung der Signallaufzeit. Im Folgenden werden drei dieser Verfahren vorgestellt.

A) Time of Arrival (ToA)

Übersetzt in die Sprache der Signallaufzeitmessung bedeutet Time of Arrival so viel wie Einweglaufzeitmessung. Von mindestens drei Basisstationen wird ein exakt synchrones Signal ausgesendet. Bei diesem Verfahren geht es um die Laufzeitunterschiede (T_1, T_2, T_3) die durch das Senden von drei verschiedenen Stationen zu einem Empfänger (im Bild das Mobiltelefon) ausgelöst werden. Das exakte synchrone Signal kann ein Zeitstempel sein der von allen drei Basisstationen gleichzeitig und entfernungsunabhängig versendet wird. Da die drei Stationen aber drei verschiedene Entfernungen zum Mobiltelefon haben gelangen die drei

Zeitstempel mit geringem Zeitversatz zum Empfänger des Mobiltelefons. Die Entfernungen verhalten sich proportional zu den Signallaufzeiten T bei konstanter Signalausbreitungsgeschwindigkeit. Neben den Signallaufzeiten wird die Signalempfangsstärke (RSS) genutzt, um die Entfernung des Mobilgerätes zu den drei Basisstationen zu bestimmen. Anschließend kann aus den geografischen Koordinaten der Basisstationen und der Differenzmessung zum Mobiltelefon die geografische Position des Mobilgerätes ermittelt werden.

Dieses im oberen Teil beschriebene Prinzip (ToA) wird unter anderem für das Global Positioning System (GPS, weltweit) und die Ultra Wide Band-Technik (UWB, 1 m bis 1 km) genutzt.

GPS

Mit Hilfe des GPS-Systems kann weltweit außerhalb von Gebäuden die aktuelle Position ermittelt werden. Die aktuell erreichbare Genauigkeit außerhalb von Gebäuden liegt je nach Empfindlichkeit und Umgebungsbedingungen zwischen 1 - 5 m und kann durch Abschattungseffekte auch bei über 50 m liegen. Innerhalb von Gebäuden ist die Genauigkeit stark eingeschränkt und kann bis zum Ausfall des GPS-Empfangs führen. Verbesserung des Empfangs des GPS-Signals bieten GPS-Repeater die das GPS-Signal verstärken und somit eine Möglichkeit der Positionierung in einzelnen Bereichen innerhalb von Gebäuden verbessern.

B) Time Difference of Arrival (TDoA)

Bei dieser Methode wird die Position über Differenzzeiten bestimmt im Gegensatz zur ToA bei der mit Absolutzeiten gearbeitet wird. Das Prinzip beruht auf einer Laufzeitmessung bei welcher der Laufzeitunterschied eines Zeitstempels gemessen wird. Das Signal mit dem Zeitstempel kommt zum Beispiel von einem Mobilgerät und wird an eine Basisstation gesendet. Die Entfernung wird wie bei ToA über Multilateration (mindestens Trilateration) realisiert, das heißt, es werden mindestens drei Basisstationen benötigt, um eine exakte Position zu ermitteln. Die Entfernung von der Basisstation zum Mobiltelefon wird nun unmittelbar aus der Signallaufzeit berechnet. Abschließend werden im Mobile Position Center die Laufzeitunterschiede ausgewertet beziehungsweise verglichen und dann wird der Standort des Mobilfunkgerätes bestimmt. Die Auflösung dieses Verfahrens bei der Ortung in Mobilfunknetzen hat eine Genauigkeit von zirka 300 m bis 500 m [ITWi13a].

Man spricht bei diesem Verfahren auch von einer Mehrwegemessung. Ein Beispiel für diese Methode in der Natur wo zwei Signale unterschiedliche Laufzeiten besitzen, ist das Gewitter. Beim Gewitter gibt es den Blitz (ca. 300.000km/s) und den Donner (0.33km/s).

C) Roundtrip Time of Flight (RToF)

Das „Roundtrip Time of Flight“-Verfahren nutzt das „Ping Pong“-Prinzip bzw. die Zweiwegemessung zur Bestimmung der Entfernung zwischen der Basisstation und dem Mobiltelefon. Von der Basisstation wird ein Zeitstempel versendet von dem die Laufzeit bis zum Empfänger bestimmt wird. Der Empfänger sendet diesen Zeitstempel zurück an die Basisstation. Diese Laufzeit wird ebenfalls bestimmt. Aus dem aus der Laufzeit ermittelten zurückgelegten Weg kann die Position des Mobilfunktelefons bestimmt werden.

Sonderformen von RToF sind unter Anderem das Radar z. B. im Flugzeug (Zellengröße von 10-500 km), der Laser (Polytec Messsystem, 1 m bis 10 km) und die Ultra Wide Band-Technik (1 m bis 1 km). Diese Sonderformen nutzen die Reflektion an einem Objekt zur Bestimmung des Abstandes.

Received Signal Strength (RSS)

RSS(I) steht für Received Signal Strength (Indicator). Dies bedeutet, dass zur Entfernungsbestimmung die Signalfeldstärke zwischen dem Sender und dem Empfänger ausgewertet wird. Dabei entspricht die Entfernung dem Mediumskoeffizienten¹ der Sendeleistung des Senders und der Signalstärke des Empfängers. Die wirkende Signalfeldstärke vom Sender und Empfänger wird durch die Antennencharakteristik beeinflusst. Eine Fehlerquelle liegt in dem meist unbeachteten Regelmechanismus beziehungsweise den Verstärkerstufen zur Signalaufbereitung im Funkchip (Empfänger), welcher eine Manipulation des RSS-Wertes bewirken könnte. Die Signalstärke am Empfänger wird ebenfalls durch die Freiraumdämpfung oder durch die Dämpfung eines durchsendeten Materials beeinflusst. Im Mobilfunk und in Sensornetzen wird dieses RSS(I)-Verfahren Knoten-Bojen-Prinzip bzw. Node-Beacon Prinzip genannt. Dabei ist der Knoten der Sender und die Boje, das Mobilgerät, ist der Empfänger.

Das Knoten-Bojen-Prinzip findet als gängige Positionsbestimmungsmethode heute Anwendung durch die Nutzung der Mobilfunk-Netz-Zellinformationen. Bei dieser Methode liegt die Schwierigkeit in der ungleichmäßigen geografischen Verteilung der Mobilfunk-Zellen was zu großen Abweichungen der ermittelten Position führen kann. So beträgt die Positionsgenauigkeit in Ballungsgebieten mit hoher Zelldichte zwischen 20 m und 100 m, in ländlichen Gebieten kann die Abweichung allerdings bis zu 1 km betragen. Aktuell ist die verbreitetste und genaueste Möglichkeit, die derzeitige Position zu ermitteln, die WLAN-Lokalisierung in einer vorhandenen Infrastruktur. Dies wird zum Beispiel mit den WLAN HotSpot in innerstädtischen Bereichen ermöglicht. Die Genauigkeit liegt zwischen 5 - 20 m,

¹ Der Mediumskoeffizienten beschreibt das zwischen dem Sender und Empfänger befindliche Material, z. B. Luft, Steinwände, Glas usw.

was für die meisten Einsatzfälle genügt. Das aktuelle Einsatzgebiet bzw. Anwendungsgebiet für die WLAN-Lokalisierung ist die Fußgängernavigation in Innenstädten. Außerhalb der Innenstädte aber auch schon in kleinen Seitenstraßen ist die flächenmäßige Abdeckung mit WLAN nicht gesichert und somit keine Lokalisierung möglich.

A) Fingerprinting

Beim Fingerprinting wird zur Bestimmung der Position eines mobilen Gerätes die RSSI-Signatur des Ortes verwendet. Die RSSI-Signatur beinhaltet den aktuellen RSSI-Wert von einer oder mehrerer Basisstationen an jedem Punkt eines ausgemessenen Gebietes. Anschließend wird die RSSI-Signatur in einer Datenbank hinterlegt bzw. auf einer Karte (siehe Abbildung 4) dargestellt. Die RSSI-Signatur kann dann zur Ermittlung der aktuellen Position verwendet werden, in dem das mobile Gerät die gerade ermittelten RSSI-Werte mit den Datenbankwerten vergleicht und somit die aktuelle Position bestimmt.

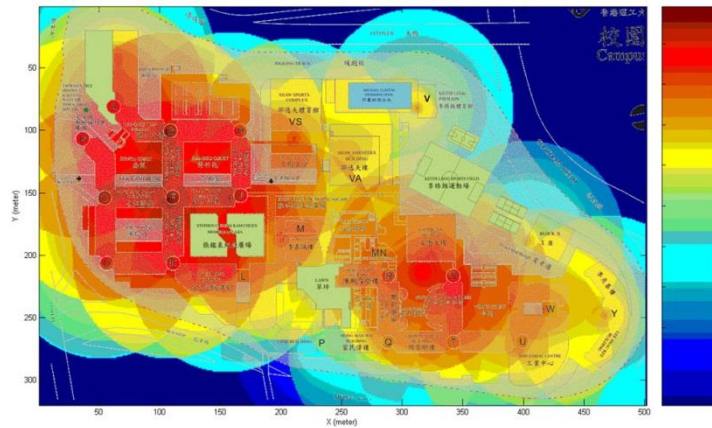


Abbildung 4 Fingerprinting-Karte des Campus der Polytechnischen Universität Hong Kong [Baci08]

Bei diesem Verfahren können Ergebnisse von unter 5 m Genauigkeit erzielt werden [QuNP06]. Die Positionsgenauigkeit hängt dabei von der Genauigkeit der Fingerprint-Karten, der RSSI-Signatur und den auftretenden Fehlern durch Dämpfungseinflüsse bzw. Abschattungseffekte bei der aktuellen RSSI Bestimmung ab.

Richtungsorientierte Verfahren

Bei den richtungsorientierten Verfahren erfolgt die Positionsbestimmung des mobilen Gerätes über das Wissen des geometrischen Abstrahlverhaltens der Spezialantenne und über die Orientierung der Antennencharakteristik.

A) Cell of Origin (CoO)

Die Bestimmung der Funkzelle - Cell of Origin (CoO) - zur Lokalisierung ist eine Methode, um die allgemeine geografische Position eines Mobilgerätes innerhalb einer Funkzelle zu ermitteln. Dabei wird das Wissen über die Größe und Form der Funkzelle genutzt. Die Position des Mobilgerätes befindet sich bei dieser Methode „irgendwo“ innerhalb der Funkzelle und variiert je nach Größe der Funkzelle zwischen unter 100 m in Innenstädten bis zu mehreren Kilometern auf dem Land [IZMF14]. Diese Methode wird nachfolgend mit

Methoden der Laufzeitbestimmung kombiniert, um das Ergebnis der Lokalisierung des mobilen Gerätes zu erhöhen

B) Angle of Arrival (AoA)

Dieses Verfahren - Angle of Arrival (AoA) - zur Positionsbestimmung basiert auf der Trilateration, was bei diesem Verfahren der Winkelbestimmung auch als Triangulation beschrieben wird [PeSi06]. Es wird in der Mobilfunktechnik für Location Based Services (LBS) und in der Automotive Technik für das Nahbereichsradar zum Beispiel verwendet [ITWi13].

Das Prinzip, das bei AoA genutzt wird, soll im Folgenden näher beschrieben werden. Die Triangulation ist eine Methode zur Abstandsbestimmung bzw. in unserem Fall Positionsbestimmung aus der genauen Messung des Winkels zwischen dem hinlaufenden und dem reflektierten Funk- oder Radarsignal. Um die Position eines Mobilgerätes zu bestimmen wird mit gerichteten Antennen-Arrays und breitem Öffnungswinkel gearbeitet, das heißt, alle Antennen empfangen das reflektierte Funksignal gleichzeitig und werten die minimalen Laufzeit- bzw. Phasenunterschiede aus. Anschließend kann aus dem Laufzeitunterschied oder der Phasenlage der Signale zueinander und deren Winkeln der Ort des Objektes ermittelt werden.

Ein Beispiel bei dem das AoA-Verfahren genutzt wird ist die Verwendung der RFID (Radio-Frequency IDentification) – Technologie in der Museumsnavigation. Dabei erhält man eine Ortsauflösung von weit unter 3 m zur Erfassung der aktuellen Position vor einem Kunstgegenstand.

2.1.2 Bildgebende Verfahren: Optik und Akustik

Neben dem Funk können auch die bildgebenden Verfahren, das heißt optische oder akustische Verfahren, genutzt werden, um die Position eines Objektes zu bestimmen. In Abbildung 5 ist ein Überblick über die verschiedenen Verfahren gegeben.

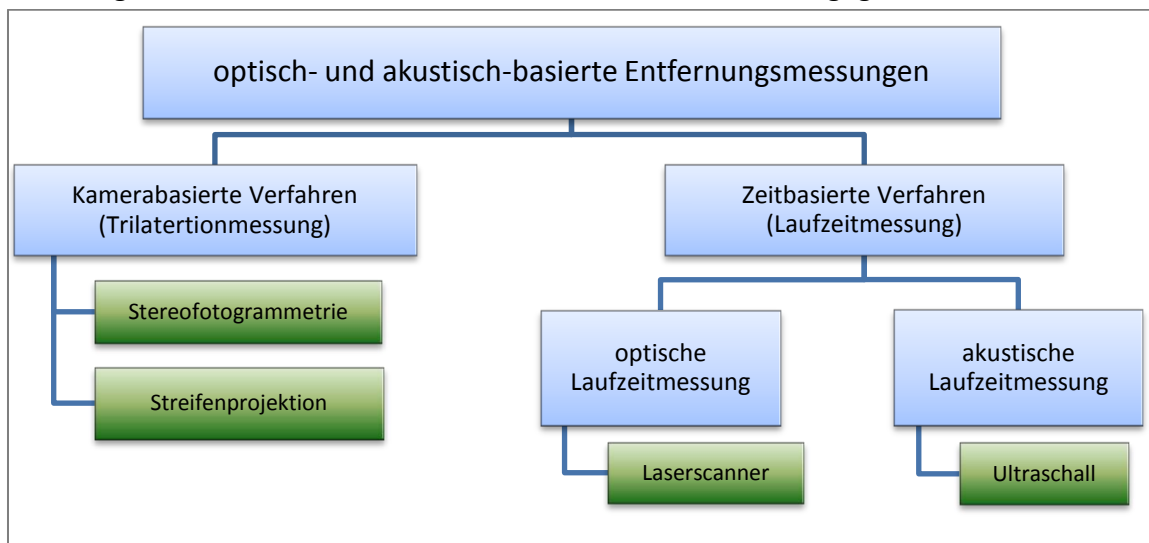


Abbildung 5 Überblick über die optisch- und akustisch-basierte Entfernungsmessung

Die kamerabasierten Verfahren, welche nur auf der Optik beruhen bauen auf der Bildkorrelation (DIC = digital image correlation) von zwei Kameras (Stereoanordnung) auf. An jedem Kamerapixel bzw. Oberflächenpunkt des Objektes werden die dazugehörigen 3D-Koordinaten aus der Stereokorrelation der beiden verwendeten Kameras (linkes und rechtes Bild) bestimmt. Aus der zeitlichen Korrelation der Kameras kann die Verschiebung bestimmt werden und damit die Positionsänderung unseres Objektes. Dieses Verfahren nennt man Stereofotogrammetrie. Das Streifenprojektionsverfahren nutzt auch zwei Kameras und zusätzlich die Projektion eines Streifenmusters auf die Umgebung. Diese Streifen werden durch die Kameras erfasst. Durch eine Bewegung werden die Streifen an der Umgebungsoberfläche verzerrt und dies wird in Bezug auf die Ermittlung der aktuellen Position ausgewertet.

Bei den zeitbasierten Verfahren (Laufzeitmessung) unterscheiden wir zwischen der optischen Laufzeitmessung und der akustischen Laufzeitmessung. Zuerst soll auf die optische Laufzeitmessung eingegangen werden. Dazu gehört zum Beispiel der Laserscanner. Dabei basiert die Entfernungsmessung auf der Laufzeitbestimmung der optischen Welle an der reflektierenden Oberfläche des umgebenden Raums. Das heißt, beim Laserscanner wird die Reflektion ausgenutzt, um die Entfernung zu berechnen und damit Aussagen zur aktuellen Position zu treffen. Als zweites Verfahren wurde die akustische Laufzeitmessung vorgestellt. In diesem Fall wird der Ultraschall genutzt. Die Laufzeit wird wiederum mit Hilfe der an den Reflektionsstellen des umgebenden Raumes zurück geworfenen akustischen Welle ermittelt. Über die Laufzeit kann dann die Position der Reflektionsstelle zum Ultraschallsystem bestimmt werden.

2.1.3 Trägheitsnavigation

Neben den Möglichkeiten der Funktechnik und der bildgebenden Verfahren zur Positionsbestimmung bietet die Trägheitsnavigation zahlreiche sensorische Optionen. Unter Trägheitsnavigation ist die Bestimmung einer zurückgelegten oder veränderten Position eines Objektes bzw. die Erfassung der relativen Positionsänderung zu verstehen. Das heißt, ein Trägheitsnavigationssystem ist ein Sensorsystem, das eine Bewegung eines frei beweglichen Objektes im Raum detektieren kann. Dafür werden verschiedenste Sensoren verwendet, unter Anderem Beschleunigungssensoren und Gyroskope. Mit Hilfe des Sensorsystems werden insgesamt sechs kinematische Freiheitsgrade bestimmt, davon sind drei translatorische sowie drei rotatorische Freiheitsgrade. Die so bestimmten Körperkoordinaten können über eine Transformation in Raumkoordinaten überführt werden und wir erhalten die aktuelle Position des Objektes.

Die Grundidee hinter einem Trägheitsnavigationssystem ist, dass anstatt der Geschwindigkeit die Beschleunigung gemessen wird. Wenn eine Masse keiner Beschleunigung unterliegt bewegt sie sich aufgrund des Massenträgheitsgesetzes geradlinig und gleichförmig. Erst wenn eine Kraft auf die Masse wirkt tritt eine Beschleunigung auf. Um diese physikalischen Prozesse mathematisch beschreiben zu können, werden

Vereinfachungen getroffen. Dazu gehört unter Anderem, dass, um die Gültigkeit der Rechnung zu gewährleisten, nur eine Translation auftreten darf und keine Rotation. Dies wurde in der Historie praktisch gelöst, indem die Beschleunigungssensoren in einer kardanischen Aufhängung (engl. gimbal) montiert wurden, wie in Abbildung 6 gezeigt.

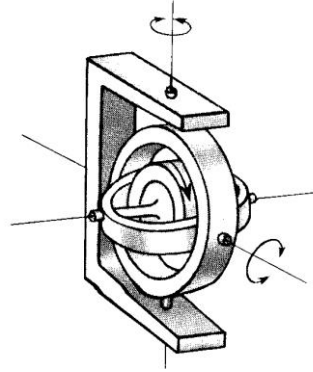


Abbildung 6 Kardanisch aufgehängter Kreisel [Flue13]

Die kardanische Aufhängung besteht aus drei ineinander verschachtelten Ringen die jeweils um eine Achse drehbar sind. Im Zentrum sind der Beschleunigungsmesser und die Gyroskope angebracht. Sobald von den Gyroskopen eine Drehung gegenüber der Ruhelage festgestellt wird verstellt sich die kardanische Aufhängung über Motoren. Die Sensorplattform befindet sich stets in derselben Lage, womit Drehungen um alle drei Raumachsen ausgegelt werden. So kann nun anhand der Verstellung der kardanischen Aufhängung die Veränderung zur ursprünglichen Position bestimmt werden [Ling10]. Dieses Prinzip wurde weiterentwickelt und man spricht heute von einem Strapdown-System. Allerdings hat dies eine geringere Genauigkeit und wird mehr in der Automobilbranche genutzt. Für diese Arbeit ist es nicht relevant und wird nicht detaillierter erläutert.

2.1.4 Schlussfolgerung

Aus dem beschriebenen Stand der Technik heraus soll in dieser Doktorarbeit nun ein System modelliert bzw. die Möglichkeiten aufgezeigt werden, welches die 3D-Position einer sich bewegenden Person auf einer Genauigkeit von 1 - 3 m innerhalb und außerhalb von Gebäuden bestimmen soll. Die Bestimmung erfolgt dabei aus der Kombination von Sende- und Empfangsempfindlichkeitsbestimmung von Funkchips, dem Wissen über das Bewegungsmodell von Personen und der Situations- bzw. Szenenanalyse von Bewegungsabläufen und -mustern.

2.2 Mathematisches Bewegungsmodell

In diesem Kapitel wird das Weltkoordinatensystem vorgestellt, in dem wir uns bewegen und das Körperkoordinatensystem, an welches unsere im BodyGuard-System verwendeten Sensoren gebunden sind. Für die Hauptfunktion des BodyGuard-Systems, der Lokalisierung einer Person, ist es erforderlich, dass Sensor und Person mit demselben Koordinatensystem arbeiten. Deshalb werden die Körperkoordinaten in Weltkoordinaten überführt. Die Überführung in eine reale Bewegung und die Bewegung an sich (Transmission) werden mit mathematischen Formeln vorgestellt und beschrieben. Bei der Überführung der Daten hat sich herausgestellt, dass die Quaternion genutzt werden sollte. Diese Methode wird vor der eigentlichen Überführung detaillierter vorgestellt.

2.2.1 Koordinatensysteme

Bewegt sich ein Körper auf der Erde, so wird diese Bewegung in Bezug auf das Koordinatensystem der Erde registriert. Das Koordinatensystem der Erde ist charakterisiert durch die Längen- und Breitengrade, den Bezug zum Magnetfeld und die Relation zum Meeresspiegel. Es ist definiert als das erdfeste, globale Weltkoordinatensystem (WGS84-Koordinatensystem) und beschreibt jeden Punkt auf der Erde in **Weltkoordinaten**. Zur lokalen Bestimmung einer metrischen Distanz eines sich bewegenden Objektes, relativ zu dem erdfesten, globalen Weltkoordinatensystem, wird ein erdfestes, lokales Horizontal-Koordinatensystem benötigt (NEU-System). Dieses NEU-Koordinatensystem beschreibt die Bewegung am Versuchsort in einer zwischen x-Achse und y-Achse aufgespannten Fläche. Diese Fläche ist tangential zur Erdoberfläche und der senkrecht auftretenden Höhenänderung. Das Sensorkoordinatensystem beschreibt die so genannten **Körperkoordinaten** unabhängig von den erdfesten Weltkoordinaten und wird mittels eigenständiger Sensorik erfasst, wie in Abbildung 7 veranschaulicht. Nach der Erfassung der Körperkoordinaten überführen wir diese mathematisch in das globale Weltkoordinatensystem.

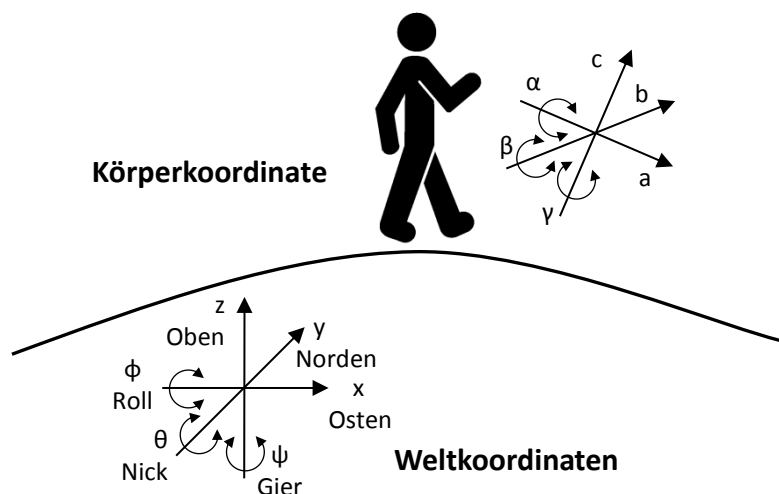


Abbildung 7 Koordinatensysteme, WGS84, NEU & Sensor

In Abbildung 7 ist wie bereits erwähnt die bidirektionale Überführung der Einzelkoordinaten des Weltkoordinatensystems in die Einzelkomponenten des Körperkoordinatensystems dargestellt. Es wird gezeigt wie die Koordinate der a-Achse auf die Koordinate der x-Achse abgebildet wird. Die Abbildung der b-Achse sowie der c-Achse auf die y-Achse bzw. die z-Achse ist äquivalent. Dem gleichen Prinzip folgt die Abbildung der Rotationsachsen auf die Eulerwinkel: α auf ϕ , β auf θ sowie γ auf ψ . Diese Überführung kann klassisch mit der Translation oder der Rotation mit Translation sowie mit einer Quaternion beschrieben werden. Alle drei Verfahrensschritte werden im Anschluss an diesen Abschnitt erläutert.

2.2.2 Translation der Koordinaten

Die Translation eines Punktes P nach P* (Abbildung 8) beschreibt die Verschiebung dieses Punktes in allen drei Achsen um d_x , d_y , d_z .

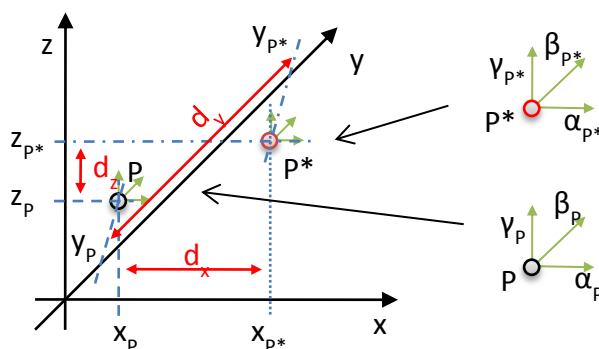


Abbildung 8 Translation eines Punktes P nach P*

Bei der Translation wird der **Punkt nur verschoben und nicht rotiert**. Die Translation der Koordinaten lässt sich in den drei linearen Gleichungen (3)-(5) beschreiben.

$$x_{P^*} = x_P + d_x \quad (3)$$

$$y_{P^*} = y_P + d_y \quad (4)$$

$$z_{P^*} = z_P + d_z \quad (5)$$

Jede Gleichung stellt jeweils die Bewegung auf einer Achse dar. Für die Modellierung einer komplexen, dreidimensionalen Szene, in unserem Fall der Position einer Person, führt man homogene Koordinaten ein. Der Punkt P ist eindeutig durch seine drei Koordinaten (x_P, y_P, z_P) bestimmt. Bei den homogenen Koordinaten wird zusätzlich eine vierte Komponente w eingeführt, die als homogene Komponente bezeichnet wird. Definiert ist die Darstellung des Punktes P und P* dann wie folgt:

$$\begin{aligned} P(x, y, z) &= P(x \cdot w_P, y \cdot w_P, z \cdot w_P, w_P) = P(x_P, y_P, z_P, w_P) \\ P^*(x, y, z) &= P^*(x_{P^*}, y_{P^*}, z_{P^*}, w_{P^*}) \end{aligned} \quad (6)$$

Da w_P mitgeführt wird bleibt der Punkt P auch bei zahlenmäßig veränderten Koordinaten mit $P(x_P, y_P, z_P, w_P)$ immer noch eindeutig beschrieben. Der Umgang mit den homogenen

Koordinaten wird einfacher wenn man die Zuordnung $w_P = 1$ einführt. Damit ergeben sich die homogenen Punktkoordinaten immer zu $(x_P, y_P, z_P, 1)$. Die einzelnen homogenen Komponenten x_P, y_P und z_P entsprechen denen der kartesischen x, y und z . Mit diesem Prinzip wird die echte Umrechnung der kartesischen in homogene Koordinaten vermieden.

Zurück zur Verschiebung (Translation) des Punktes P zum Punkt P*. Diese Verschiebung kann mit einer Transmissionsmatrix T_M mathematisch beschrieben werden. Die Matrix kann auf die Gleichungen (3)-(5) zurückgeführt werden.

$$\begin{pmatrix} X_{P^*} \\ Y_{P^*} \\ Z_{P^*} \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & d_X \\ 0 & 1 & 0 & d_Y \\ 0 & 0 & 1 & d_Z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} X_P \\ Y_P \\ Z_P \\ 1 \end{pmatrix}, \quad T_M = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & d_X \\ 0 & 1 & 0 & d_Y \\ 0 & 0 & 1 & d_Z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (7)$$

In der Vektorschreibweise (siehe Gleichung (8)) ist Gleichung (7) anschaulich dargestellt und besser lesbar.

$$(P^*)^T = T_M \cdot (P)^T \quad (8)$$

Die Bewegung eines „realen“ Körpers ist aber keine reine Translationsbewegung sondern beinhaltet zusätzlich eine Drehung des Körpers. Das heißt, ein realer Körper muss mit mehr als drei Freiheitsgraden (für die Translation) beschrieben werden. Von daher wird zusätzlich auch die Rotation genutzt, um die Bewegung eines „realen Körpers“ (6 Freiheitsgrade) abzubilden. Eine freie Bewegung in einem Raum wird auch mit Degree-of-Freedom (DOF) beschrieben. Die Anzahl der DOF gibt an, in wie viele unabhängige Richtungen, Ebenen und/oder Achsen sich ein Körper im Raum bewegt, verschoben oder gedreht werden kann.

2.2.3 Translation und Rotation der Koordinaten

Ein Punkt P mit den Koordinaten (x_P, y_P, z_P, w_P) und der Orientierung $(\alpha_P, \beta_P, \gamma_P)$ bewegt sich zum Punkt P' $(x_{P'}, y_{P'}, z_{P'}, w_{P'})$ und der neuen Orientierung $(\alpha_{P'}, \beta_{P'}, \gamma_{P'})$, wie in Abbildung 9 dargestellt. Diese Bewegung wird mit der Rotation des Punktes P in allen drei Achsen um $d_\alpha, d_\beta, d_\gamma$ bei einer gleichzeitigen Translation um d_x, d_y, d_z beschrieben.

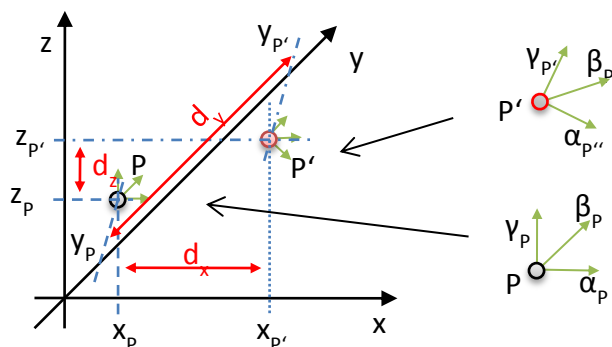


Abbildung 9 Rotation und Translation eines Punktes P

Bei der Rotation und Translation wird der **Punkt rotiert und verschoben**. Dadurch befindet sich der verschobene Körper immer noch im ursprünglichen Körperkoordinatensystem und muss anschließend noch in das Weltkoordinatensystem überführt werden. Die Translation wurde bereits im voran gegangenen Abschnitt beschrieben. Im Folgenden wird näher auf die mathematische Beschreibung der Rotation eingegangen.

In Abbildung 10 ist ein Balken der Länge s gezeigt. Dieser wird an einem Eckpunkt P um die z -Achse gedreht. Dabei wird er von seiner Ausgangslage unter dem Winkel α zur Position P' durch die Drehung um β bewegt. Die Drehung genau um die z -Achse des Koordinatensystems wird durch die Verankerung eines bestimmten Eckpunktes der Fläche im Koordinatenursprung sichergestellt.

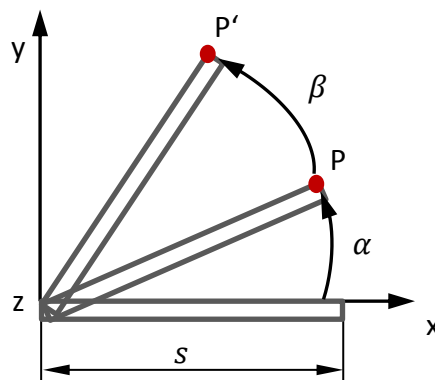


Abbildung 10 Rotation eines Punktes P

Die homogenen Koordinaten des Ausgangspunktes $P(x_P, y_P, z_P, w_P)$ und des Endpunktes $P'(x_{P'}, y_{P'}, z_{P'}, w_{P'})$ können nun mit der Seitenlänge s der Fläche sowie den Winkeln α und β beschrieben werden:

$$\left. \begin{aligned} x_P &= s \cdot \cos\alpha, & y_P &= s \cdot \sin\alpha, \\ x_{P'} &= s \cdot \cos(\alpha + \beta), & y_{P'} &= s \cdot \sin(\alpha + \beta). \end{aligned} \right\} \quad (9)$$

Nach der Rotation ist noch kein offensichtlicher Zusammenhang zwischen (x_P, y_P) und $(x_{P'}, y_{P'})$ erkennbar, da die z - und die w -Koordinate auch unverändert bleiben. Im nächsten Schritt wird auf die Additionstheoreme der trigonometrischen Funktion zurückgegriffen, um die Gleichungen für $x_{P'}$ und $y_{P'}$ in einer anderen Form darzustellen.

$$\left. \begin{aligned} x_{P'} &= s \cdot \cos(\alpha + \beta) = s \cdot (\cos\alpha \cdot \cos\beta - \sin\alpha \cdot \sin\beta), \\ y_{P'} &= s \cdot \sin(\alpha + \beta) = s \cdot (\sin\alpha \cdot \cos\beta + \cos\alpha \cdot \sin\beta). \end{aligned} \right\} \quad (10)$$

Anschließend kann die Ausgangsposition aus Gleichung (9) in die Gleichung (10) eingesetzt werden und die unbekannt GröÖen s und α fallen heraus. Daraus kann die gesamte Rotationsgleichung für eine Drehung um die z -Achse formuliert werden (Gleichung (11)).

$$\begin{pmatrix} x_{P'} \\ y_{P'} \\ z_{P'} \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos\beta & -\sin\beta & 0 & 0 \\ \sin\beta & \cos\beta & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} x_P \\ y_P \\ z_P \\ 1 \end{pmatrix} \quad (11)$$

Dieser Zusammenhang gilt auch für die Drehung um die x-Achse und die y-Achse. Der einzige Unterschied ist in den Transformationsmatrizen, den 4x4-Matrizen zu finden, die hier mit R_x, R_y und R_z bezeichnet werden und in der Gleichung (12) dargestellt sind.

$$\left. \begin{aligned} R_x &= \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\beta & -\sin\beta & 0 \\ 0 & \sin\beta & \cos\beta & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \\ R_y &= \begin{pmatrix} \cos\beta & 0 & \sin\beta & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin\beta & 0 & \cos\beta & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \\ R_z &= \begin{pmatrix} \cos\beta & -\sin\beta & 0 & 0 \\ \sin\beta & \cos\beta & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \end{aligned} \right\} \quad (12)$$

Damit ist es uns nun möglich, eine beliebige Veränderung der Position und Orientierung von Objekten zu berechnen. Es gibt eine Einschränkung bei dieser Rotation: Sie muss immer auf eine kombinierte Drehung um die Koordinatenachsen zurückgeführt werden. Umgehen kann man dieses Problem, indem noch eine weitere Rotationsmatrix abgeleitet wird. Mit dieser kann dann unter Angabe einer Achse und eines Winkels eine beliebige Drehung realisiert werden. Dafür wird die Koordinate P normiert; dies soll an dieser Stelle nicht weiter diskutiert werden. Weitere Angaben zu diesem mathematischen Vorgehen finden sich bei [Kern13].

Nehmen wir nun die Translationsmatrix T_M der Translation und kombinieren diese mit der Transformationsmatrix der Rotation $R_{x,y,z}$ erhalten wir bezogen auf das Körperkoordinatensystem die folgenden gemischten Matrizen:

$$\left. \begin{aligned} R_a(\alpha) &= \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & d_x \\ 0 & \cos\alpha & -\sin\alpha & 0 \\ 0 & \sin\alpha & \cos\alpha & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \\ R_b(\beta) &= \begin{pmatrix} \cos\beta & 0 & \sin\beta & 0 \\ 0 & 1 & 0 & d_y \\ -\sin\beta & 0 & \cos\beta & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \\ R_c(\gamma) &= \begin{pmatrix} \cos\gamma & -\sin\gamma & 0 & 0 \\ \sin\gamma & \cos\gamma & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & d_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \end{aligned} \right\} \quad (13)$$

Der Punkt P' aus Abbildung 9 kann in Vektorschreibweise, siehe Gleichung (13), dargestellt werden. Die einzelnen Achspunkte sind in Gleichung (14) definiert und in Gleichung (15) für jede Einzelkoordinate des Punktes P' bestimmt.

$$(P')^T = R_a(\alpha) * R_b(\beta) * R_c(\gamma) * (P)^T \quad (14)$$

$$\left. \begin{aligned} x_{P'} &= \cos\gamma * x_P + -\sin\gamma * y_P = \cos\beta * x_P + \sin\beta * z_P \\ y_{P'} &= \sin\gamma * x_P + \cos\gamma * y_P \\ z_{P'} &= z_P + d_z \end{aligned} \right\} \quad (15)$$

Bei der Überführung der Körperkoordinaten in Weltkoordinaten ergibt sich nun in diesem Schritt der Rotation um die Drehachse und Translation ein Problem. Dieses Problem ist die Reihenfolge der Ausführung von Rotation und Translation, welche in Abbildung 11 veranschaulicht ist.

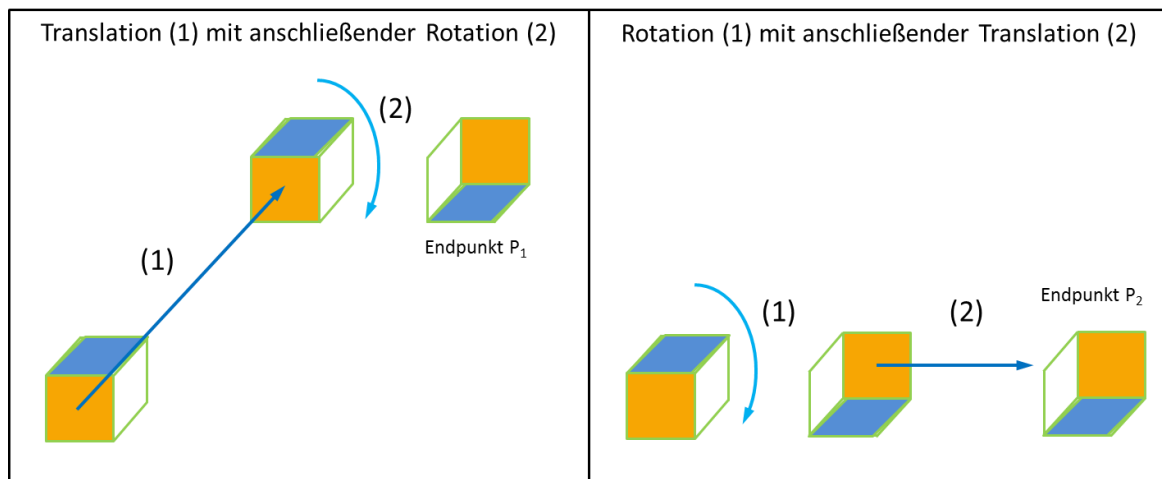


Abbildung 11 Darstellung der verschiedenen zeitlichen Abläufe von Rotation und Translation

Wir unterscheiden Variante 1 und Variante 2 die beide zu verschiedenen Endpunkten führen. In Variante 1, auf der linken Seite der Abbildung dargestellt, werden zuerst die Translation auf der entsprechenden Achse und dann die Rotation auf der Stelle ausgeführt. Als Ergebnis bekommen wir den Endpunkt P_1 in Weltkoordinaten. In der Abbildung liegen die Körper nach der Rotation nebeneinander, da eine überlagernde Darstellung nicht anschaulich gewesen wäre. Bei Variante 2 enden wir an dem Endpunkt P_2 in Weltkoordinaten. In dieser Variante führen wir erst die Rotation aus. Damit verändern wir die Translationsachse. Nach der Rotation hat der Körper eine andere Bezugsachse auf der die Translation ausgeführt wird und somit erhalten wir einen anderen Endpunkt. Aus diesen zwei Varianten entsteht bei der Lokalisierung einer Person mit dem BodyGuard-System die Schwierigkeit, dass wir nicht „wirklich“ wissen wo die Person ist da es zwei mögliche Positionen gibt. Diese Abweichung ist begründet in der fehlerhaften Überführung der Ausgangswinkel in die Eulerwinkel. Nehmen wir die kardanische Aufhängung wieder als Grundprinzip dann entsteht die Abweichung durch die Überlagerung des inneren und äußeren Ringes. Wir bezeichnen diesen Effekt als Singularität der kardanischen Aufhängung des Eulerwinkels, den so genannten Gimbal Lock. Das bedeutet, der Effekt tritt auf wenn ein

Rotationwinkel NULL ist und somit die erste Drehachse gleich der zweiten Drehachse ist. Dadurch existieren für die Rotation um die resultierende Achse beliebig viele Eulerwinkel. Dies ist im Fall der Fälle äußerst ungünstig und führte bei der Apollo 11 Mondmission im Jahr 1969 zu einem Fehler bei der automatischen Navigation. Dass dieser Fehler auftreten kann, wurde schon in einer Veröffentlichung im Jahr 1963 [Hoag63] beschrieben.

Um dieses Problem zu umgehen nutzen wir für die Überführung der Körperkoordinaten in die Weltkoordinaten die Quaternion.

2.2.4 Mathematische Grundlagen der Quaternion

Als Quaternionen - oder im Singular auch Quaternion - bezeichnet man den Zahlenbereich, der den Zahlenbereich der reellen Zahlen, der komplexen Zahlen und darüber hinaus (bedingt hyperkomplexe Zahlen) erweitert. Quaternionen erlauben die elegante Beschreibung des dreidimensionalen euklidischen Raumes und anderer Räume in Bezug auf Drehungen in diesen Räumen. Heute finden sie unter Anderem Anwendung in der Computergrafik zur Abbildung eines Vektorraumes A auf einen Vektorraum B oder auch bei der Lagebestimmung eines Körpers im Raum mit Hilfe der Beziehungen zwischen den Koordinatensystemen.

Ein Quaternion ist definiert als ein Quadrupel $q = (a, b, c, d)$ mit $a, b, c, d \in \mathbb{R}$. Die Menge der Quaternionen wird mit \mathbb{H} bezeichnet.

Die Menge der Quaternion bildet einen Schiefkörper. Dieser wird definiert durch die Übertragung von Addition und Multiplikation aus dem Bereich der reellen Zahlen \mathbb{R} und den hyperkomplexen Zahlen \mathbb{C} auf die Menge der Quaternion \mathbb{H} . Das heißt, die in \mathbb{H} mögliche Addition und Multiplikation beruht auf der Addition und Multiplikation reeller Zahlen. Dafür fasst man die Quaternion als hyperkomplexe Zahl mit drei unterschiedlichen Imaginärteilen bzw. -zahlen (i, j und k) auf. Die Menge der Quaternion \mathbb{H} entspricht dann dem Term in Gleichung (16), welche die Ursprungsdefinition darstellt. Im nachfolgenden Text wird einfachheitshalber für die Menge der Quaternion \mathbb{H} nur noch der Begriff Quaternion verwendet.

$$q = a + bi + cj + dk \quad (16)$$

Übersetzt auf das Körperkoordinatensystem des BodyGuard-Systems ist die Quaternion definiert mit:

$$q = 0 + xi + yj + zk \quad (17)$$

Für das Quadrupel in unserem System ersetzen wir die reellen Zahlen wie folgt:

- $a = 0$, da dies in unserem System eine Konstante ist und nicht mit eingeht in die weiteren Berechnungen. Dieser Anteil ist der Realteil der Quaternion.
- $b = x$, die reelle Zahl b wird mit der x - Koordinate eines Punktes ersetzt.

- $c = y$, die reelle Zahl c wird mit der y - Koordinate eines Punktes ausgetauscht und
- $d = z$, die reelle Zahl d ist in unserem System die z – Koordinate.

Die drei unterschiedlichen imaginären Zahlen i, j und k geben die Richtungen an und sind **nicht kommutativ**. Deshalb bildet die Quaternion die **algebraische Struktur eines Schiefkörpers** und **nicht eines Körpers**. Für die Multiplikation der drei imaginären Zahlen wird folgende Verknüpfungstafel zugrunde gelegt:

Tabelle 1 Verknüpfungstafel der Quaternion

	i	j	k
i	-1	k	-j
j	-k	-1	i
k	j	-i	-1

Aus dieser Verknüpfungstafel wird noch einmal ersichtlich, dass die Quaternion nicht kommutativ ist, da zum Beispiel $i \cdot j = k$ ist, aber $j \cdot i = -k$. Nachfolgend werden weitere mathematische Grundlagen der Quaternion vorgestellt, die zur Lösung des Orientierungsproblems bei der freien Bewegung von Körpern im 3D-Raum benötigt werden.

Gleichung (17) kann durch Substitution vereinfacht werden, indem wir für $0 = q_0$, $x \cdot i = q_1$, $y \cdot j = q_2$ und $z \cdot k = q_3$ definieren. Daraus ergibt sich für die Quaternion:

$$q = q_0 + q_1 + q_2 + q_3 \quad (18)$$

Für jede Quaternion existiert ein konjugierte Quaternion (Gleichung (19)). Mit diesem kann der Betrag der Quaternion berechnet werden wie in Gleichung (20) gezeigt.

$$q^* = q_0 - q_1 - q_2 - q_3 \quad (19)$$

$$|q| = \sqrt{q \cdot q^*} = \sqrt{q_0^2 + q_1^2 + q_2^2 + q_3^2} \quad (20)$$

Um das Einheitsquaternion zu beschreiben, die für die Überführung eine wichtige Grundlage bildet, wird neben dem Betrag von q (Gleichung (20)) die Inverse der Quaternion verwendet. Die Inverse von q ist in Gleichung (21) definiert.

$$q^{-1} = \frac{q^*}{|q|^2} \quad (21)$$

Der Beweis dafür ist:

$$q \cdot q^{-1} = \frac{q \cdot q^*}{|q|^2} = \frac{q \cdot q^*}{q \cdot q^*} = 1 \quad (22)$$

Als unmittelbare Folgerung ergibt sich, dass für eine Quaternion q mit dem Betrag 1 Gleichung (23) gilt. Diese entspricht der Einheitsquaternion.

$$q^{-1} = q^* \quad (23)$$

Neben der Darstellung der Quaternion als Summe (siehe Gleichung (18)) kann sie auch als Vektor ($q = (q_0, q_1, q_2, q_3)$) oder als Tupel aus Skala und Vektor (Gleichung (24)) dargestellt werden.

$$q = (s, \vec{v}) \quad (24)$$

Dies sind die mathematischen Grundlagen, um nun detailliert die Überführung einer Person oder eines Gegenstandes von Körperkoordinaten in Weltkoordinaten durchzuführen.

2.2.5 Überführung der Daten aus dem Körper- in das Weltkoordinatensystem mit Hilfe der Quaternion

Die Werte der Körperkoordinaten sollen mit Hilfe der Quaternion in das Weltkoordinatensystem überführt werden. Die Quaternion wird als mathematisches Konstrukt eingesetzt, welches eine Rotation θ um den Drehvektor $\vec{r} = (r_x, r_y, r_z)$ beschreibt, Gleichung (25) [Bart01]. Die Rotation wurde bisher auf Matrizen, den so genannten Rotationsmatrizen, in Gleichung (12) dargestellt, ausgeführt. Für jede als Quaternion angegebene Rotation existiert eine äquivalente Rotationsmatrix (siehe Gleichung (29)). Damit sind die Operationen auf Matrizen überführbar in Operationen auf Quaternionen. Der größte Vorteil bei der Quaternion liegt in der einfacheren Normalisierung, Gleichung (28). Die Überführung bietet auch einen enormen Vorteil hinsichtlich der Rechengeschwindigkeit [Bobi98] und im Hinblick auf die Anwendung aller Berechnungen auf das in Kapitel 3 vorgestellte BodyGuard-System.

Nun soll die Quaternion zur Lagebeschreibung als Rotation θ um den Vektor \vec{r} genutzt werden. Dafür müssen die vier Komponenten (θ, r_x, r_y, r_z) in eine Quaternion (siehe Gleichung (16)) überführt werden.

$$q = a \cdot 1 + b \cdot i + c \cdot j + d \cdot k = \cos \frac{\theta}{2} - ir_x \sin \frac{\theta}{2} - jr_y \sin \frac{\theta}{2} - kr_z \sin \frac{\theta}{2} \quad (25)$$

Nicht nur der Vektor \vec{r} kann als Quaternion dargestellt werden, sondern jeder beliebige andere Vektor $\vec{v} = (x, y, z)$ ebenfalls mit $q_{\vec{v}} = (0, x, y, z)$. So ist zum Beispiel die Projektion eines Vektors mit Hilfe der Quaternion möglich. Dafür wird die konjugierte Quaternion verwendet wie in der nachfolgenden Gleichung gezeigt ist.

$$\left. \begin{aligned} v' &= q \cdot v \cdot q^* \\ \vec{v}' &= \text{Im}(q \cdot v \cdot q^*) \end{aligned} \right\} \quad (26)$$

An dieser Stelle werden kurz die im weiteren Verlauf der Arbeit zum Einsatz kommenden mathematischen Operationen der Quaternion vorgestellt. Diese werden nicht näher erörtert, da eine ausführliche Darstellung im vorherigen Abschnitt erfolgte. Für die Berechnungen wird das Quaternion q als das Tupel aus Skalar und Vektor definiert:

$$q = (s, \vec{v}) = (q_0, q_1, q_2, q_3)$$

Der Betrag $|q|$ der Quaternion ist:

$$|q| = \sqrt{s^2 + |\vec{v}|^2} = \sqrt{q_0^2 + q_1^2 + q_2^2 + q_3^2} \quad (27)$$

Die Normalisierung einer Quaternion wird wie folgt definiert.

$$q_e = \frac{q}{|q|} = \frac{q}{\sqrt{q_0^2 + q_1^2 + q_2^2 + q_3^2}} \quad (28)$$

Nun ist es möglich, das normalisierte Quaternion $q_e = (q_0, q_1, q_2, q_3)$ in eine Rotationsmatrix zu überführen. Dies sieht dann wie folgt aus:

$$R_q = \begin{pmatrix} 1 - 2(q_2^2 + q_3^2) & 2(q_1q_2 - q_0q_3) & 2(q_1q_3 + q_0q_2) \\ 2(q_1q_2 + q_0q_3) & 1 - 2(q_3^2 + q_1^2) & 2(q_2q_3 - q_0q_1) \\ 2(q_1q_3 - q_0q_2) & 2(q_2q_3 + q_0q_1) & 1 - 2(q_1^2 + q_2^2) \end{pmatrix}. \quad (29)$$

Die Konjugierte q^* der Quaternion $q = (s, \vec{v})$:

$$q^* = (s, -\vec{v}) \quad (30)$$

Die Addition, Subtraktion und Multiplikation der Quaternionen $q_1 = (s_1, \vec{v}_1)$ und $q_2 = (s_2, \vec{v}_2)$ sind in Gleichung (31) anschaulich dargestellt.

$$\left. \begin{aligned} q_1 + q_2 &= (s_1, \vec{v}_1) + (s_2, \vec{v}_2) = (s_1 + s_2, \vec{v}_1 + \vec{v}_2) \\ q_1 - q_2 &= (s_1, \vec{v}_1) - (s_2, \vec{v}_2) = (s_1 - s_2, \vec{v}_1 + \vec{v}_2) \\ q_1 * q_2 &= (s_1, \vec{v}_1) * (s_2, \vec{v}_2) = (s_1 * s_2 - \vec{v}_1 * \vec{v}_2, \vec{v}_1 \times \vec{v}_2 + s_1 * \vec{v}_2 + s_2 * \vec{v}_1) \end{aligned} \right\} \quad (31)$$

Weiterhin von Bedeutung ist die inverse Quaternion q^{-1} des Tupels $q = (s, \vec{v})$:

$$q^{-1} = \frac{q^*}{|q|} = \frac{(s, -\vec{v})}{\sqrt{s^2 + |\vec{v}|^2}}. \quad (32)$$

Nachdem nun alle wichtigen mathematischen Operationen vorgestellt wurden wollen wir die Theorie auf die Praxis anwenden und die Quaternion unserer Körperkoordinaten $q = (q_0, q_1, q_2, q_3)$ in einen eindeutigen Euler-Winkel (ϕ, θ, ψ) überführen. Diese Überführung ist für die einzelnen Euler-Winkel in den Gleichungen (33)–(35) nachvollzogen worden.

$$\phi = \text{atan2}(2(q_0q_1 + q_2q_3), 1 - 2(q_1^2 + q_2^2)) \quad (33)$$

$$\theta = \arcsin(2(q_0q_2 - q_3q_1)) \quad (34)$$

$$\psi = \text{atan2}(2(q_0q_3 + q_1q_2), 1 - 2(q_2^2 + q_3^2)) \quad (35)$$

Die bestimmten Euler-Winkel (ϕ, θ, ψ) werden den in Abbildung 12 dargestellten Rotationen um ihre entsprechenden Achsen zugeordnet womit eine Eindeutigkeit der Darstellung möglich ist.

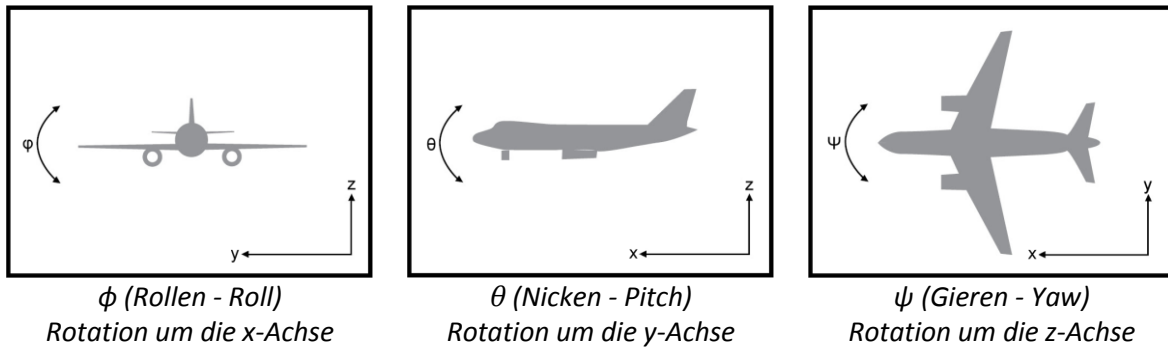


Abbildung 12 Quaternion, Rotationsabbildung [Augu13]

Durch die Nutzung der Quaternion zur Bestimmung der Euler-Winkel wurde eine Möglichkeit geschaffen, die unterschiedlichen Sensoren zu vergleichen, zum Beispiel Magnetfeldsensor zu Gyroskop oder Beschleunigungssensor zu Gyroskop. Somit wird deren simultane Winkeländerung über die Quaternion des Gyroskops eindeutig abgebildet und mittels Überführung in ein gleiches Koordinatensystem transformiert und damit die Sensorwerte vergleichbar zu machen. Da die Überführung der Quaternion eindeutig ist, kann das beschriebene Problem der Fehlinterpretation (Gimbal Lock) einer Bewegung, um eine feste Achse behoben werden. Die erfassten Sensorwerte können mit der Quaternion in zeitlich kurzen periodischen Abständen verarbeitet werden. Auf Grund dessen erfolgt eine eindeutige Darstellung der freien Bewegung des Sensorsystems mit den aktuellen Positionsdaten im Weltkoordinatensystem.

2.2.6 Projektion der erfassten Sensordaten in eine Position

Die mit der Quaternion überführten Sensordaten (ACCElometer, MAGnetic field, GYROscope) werden in diesem letzten Schritt in einen neuen Beschleunigungsvektor projiziert, wie in Gleichung (36) mathematisch dargestellt.

$$\vec{a}_q = (\vec{a}_{ACC}, \vec{s}_{MAG}, \vec{\omega}_{GYRO}) \quad (36)$$

Unser Ziel ist es, Ortskoordinaten zu erhalten; das bedeutet, den Weg zu bestimmen, der von dem BodyGuard-Träger zurückgelegt wurde. Dafür werden im nächsten Rechenschritt die Beschleunigungswerte der x-Achse und der y-Achse in eine Geschwindigkeit überführt (siehe Gleichung (37)). Hierbei gibt es eine Besonderheit bezüglich der z-Achse. In dieser Achse wirkt zusätzlich die Erdbeschleunigung von 1 g zum Beschleunigungswert a_{qz} . Wie in

Gleichung (38) gezeigt wird die Erdbeschleunigung vom Wert a_{qz} abgezogen. Die Sensordaten wurden mit einer festen Abtastrate f_{Sample} aufgenommen.

$$\vec{v}_q = \vec{a}_q * \frac{1}{f_{Sample}} \quad (37)$$

$$v_{qz} = (a_{qz} - g) * \frac{1}{f_{Sample}} \quad (38)$$

Im folgenden Rechenschritt wird der normierte Geschwindigkeitsvektor \vec{v}_N , aus den drei einzelnen Achsen \vec{v}_q bestimmt und jede einzelne Achse individuell gewichtet g_A . Wir erhalten für unseren Beschleunigungsvektor \vec{a}_q den gewichteten und normierten Geschwindigkeitsvektor \vec{v}_N in Gleichung (39) für jeden einzelnen Wert $\vec{v}_{q(n)}$ und $\vec{v}_{q(n-1)}$.

$$\vec{v}_N = (\vec{v}_{q(n-1)} * (1 - g_A) + \vec{v}_{q(n)} * g_A) \quad (39)$$

Nun müssen die einzelnen Achsen (Gleichung (40)) korrigiert werden. Dafür werden die normierten Geschwindigkeitsvektoren aus (37) und (38) und der gewichtete Geschwindigkeitsvektor aus Gleichung (39) ineinander verrechnet.

$$\vec{v}_k = \vec{v}_q - \vec{v}_N \quad (40)$$

Aus dem korrigierten Geschwindigkeitsvektor \vec{v}_k kann nun der mit dem BodyGuard erfasste und zurückgelegte normierte Weg \vec{s}_N unter Verwendung von Gleichung (41) bestimmt werden.

$$\vec{s}_N = \vec{v}_k * \frac{1}{f_{Sample}} \quad (41)$$

Aus den für den Weg ermittelten Werten \vec{P}_{ZW} (Gleichung (42)) und der Startkoordinate \vec{P}_{Start} kann nun die aktuelle Position in Weltkoordinaten \vec{P}_W (kubische Koordinaten) bestimmt werden, wie in Gleichung (43) beschrieben ist.

$$\vec{P}_{ZW} = \sum_{n=1}^N (\vec{s}_{N-1} + \vec{s}_N) \quad (42)$$

$$\vec{P}_W = \vec{P}_{Start} + \vec{P}_{ZW} \quad (43)$$

Somit können wir genaue Aussagen über den Aufenthaltsort unseres BodyGuard-Trägers treffen.

2.3 Schlussfolgerungen

Die Bestimmung der aktuellen Position ist technisch weit vorangeschritten. Trotz alledem gibt es noch viele Schwierigkeiten in der Positionsbestimmung. Dabei ist es egal, ob es sich um die Bestimmung einer Relativposition handelt wie beim RSS-Verfahren oder um die Bestimmung der absoluten Position wie beim ToA-Verfahren beziehungsweise wie bei dem Trägheitsnavigationsverfahren. Allerdings zeigt kein Verfahren für sich gesehen die optimalen Eigenschaften als Basis für diese Arbeit. Alle vorgestellten Verfahren haben ihre Stärken und Schwächen. Aus diesem Grund kombinieren wir in dieser Arbeit das Trägheitsnavigationsverfahren mit dem ToA-Verfahren via GPS. Diese Kombination bietet bisher die beste Möglichkeit, eine genaue Positionsbestimmung für den Indoor- und Outdoor-Bereich durchzuführen. Dabei werden bei der Trägheitsnavigation die Sensordaten der Bewegung erfasst und mittels der Überföhrungsfunktion (unter Verwendung der Quaternion) zu einem zurückgelegten Weg umgerechnet. So überföhrt entsteht aus den Bewegungsdaten eine Bewegungsfunktion mit einer gewichteten Abbildung in die reale Position auf der Welt, was die mathematische Aufgabe in dem vorhergehenden Abschnitt war.

3 BodyGuard-System

In den nachfolgenden Abschnitten werden die für die Entwicklung des BodyGuard-Systems notwendigen Schritte zur Erfassung und Interpretation der Sensordaten beschrieben. Das „**BodyGuard-System**“ bildet dabei die sensortechnische Plattform [KöWi10, KBLS12] zur Realisierung der Bewegungserfassung. In diesem Kapitel werden zunächst die Vorversuche mit Sensorknoten der FU Berlin vorgestellt mit deren Hilfe eine Auswahl an geeigneten Sensoren getroffen wurde. Nach der Vorstellung der verwendeten Sensoren folgt eine Erläuterung zur Bestimmung der optimalen Trageposition des Sensorsystems an einer Person. Zum Ende des Kapitels wird die Entwicklung der Platine und des Gehäuses beschrieben.

3.1 Multi-Sensorkonzept und Voruntersuchungen

Als Vorbereitung für die konstruktive und technische Entwicklung des BodyGuard-Systems wurden unter anderem Untersuchungen durchgeführt mit dem Ziel, die Größenordnung der zu erwartenden Sensorsignale bei typischen Bewegungsabläufen zu bestimmen. Für die Voruntersuchungen nutzten wir die in Abbildung 13 dargestellten Entwicklungsplattformen MSB430 bzw. MSB430-H [BKLS07] als Grundlage bzw. Entwicklungsvorstufen des BodyGuard-Systems. Diese Entwicklungsplattformen bestehen aus den Sensorknoten die an der FU Berlin in der Arbeitsgruppe der Technischen Informatik entwickelt wurden. Die Sensorknoten vereinen einen Mikrocontroller von Texas Instruments (TI) MSP430F1612 [TEX06b] mit mehreren AD-Wandlern und einem Funk-Transceiver von TI, dem CC1020 [TEX06a] bzw. CC110x [TEX07a]. Der Funk-Transceiver verfügt über eine digital einstellbare Sendeleistung und eine digital auslesbare Empfangsleistung. Zur Erfassung der Bewegungen wird ein dreiaxiger Beschleunigungssensor von Freescale MMA7260 verwendet. Über diesen Sensor der die Beschleunigung erfasst können 3 Freiheitsgraden (3 DOF) bestimmt werden. Der Beschleunigungssensor ermöglicht eine digitale Änderung seiner Empfindlichkeit und stellt die erfasste Beschleunigung als analoge Spannung zur Verfügung. Für die Voruntersuchungen wurden an die AD-Wandler des Mikrocontrollers verschiedene analoge Sensoren, z. B. Drehwinkelsensor, und verschiedene digitale Sensoren, z.B. Kompassmodul, angeschlossen.



Abbildung 13 Prototypen für die Voruntersuchungen Kompassmodul (links), Beschleunigungs- & Gyroskopsensoren, sowie Herzfrequenz (rechts) auf Basis der Entwicklungsplattformen

3.2 Vorstellung der genutzten Sensoren für das Multi-Sensor-System

Die Voruntersuchungen die an der FU Berlin durchgeführt wurden ermöglichen eine Vorauswahl an Sensoren, die die verschiedenen für die Anwendung interessanten physikalischen Größen erfassen. So wird zur Ermittlung der Bewegung des Objektes dessen Beschleunigung, Drehbewegung bzw. Luftdruckänderung erfasst. Die Bewegung wird dabei von den verschiedenen Sensoren unterschiedlich registriert. Zum einen gibt es die Möglichkeit einer absoluten Messung, z. B. die Erfassung der absoluten Richtung durch den Kompass. Zum anderen können die Daten relativ bzw. indirekt bestimmt werden so ist die Richtungsänderung mittels eines Beschleunigungs- oder Drehwinkelsensors auch bestimmbar. Dies hat den Vorteil, dass einzelne Messdaten überbestimmt sind und die ermittelten Daten der verschiedenen Sensoren mit unterschiedlichen Einflussfaktoren verglichen und gegeneinander korrigiert werden können. Im Folgenden werden die verschiedenen Sensoren detailliert vorgestellt.

3.2.1 Beschleunigungssensor

Dieser Sensor wird zur Ermittlung der Beschleunigung eines Objektes in Bezug auf das Erdbeschleunigungsfeld genutzt. Die Beschleunigung muss dabei in allen drei Dimensionen, unabhängig von der Ausrichtung und der Lage des Sensors am Objekt, bestimmt werden. Für das BodyGuard-System fiel die Wahl auf den MMA7260 [Free11], Abbildung 14, der Firma Freescale. Dieser Sensor hat den Vorteil einer variablen Einstellung der Empfindlichkeit. Ausgenutzt wird dies, wenn die Beschleunigungswerte die obere oder die untere Schranke des Messbereichs erreichen. Dann wird der Messbereich umgeschaltet und die Beschleunigungswerte werden auf den neuen Messbereich umgerechnet. Die Empfindlichkeit bzw. der Messbereich des MMA7260 beträgt 1,5 g, 2 g, 4 g bzw. 6 g. Die Messwerte werden mittels des im Mikrocontroller integrierten AD-Wandlers digitalisiert und verarbeitet. Neben der analogen Auswertung ist eine vollständige digitale Auswertung der Signale realisierbar.



Abbildung 14 3D Beschleunigungssensor MMA7260 [Free11]

3.2.2 Drehwinkelsensor (Gyroskop)

Zur Bestimmung von Drehbewegungen bzw. Winkeländerungen werden Gyroskope eingesetzt. Diese piezoelektrischen Sensoren erfassen eine Drehbewegung um die technisch und konstruktiv ausgewählte Rotationsachse. Für die vollständige Erfassung einer Bewegung ist eine Betrachtung aller drei Rotationsachsen notwendig. Die Bestimmung der Rotation im BodyGuard-System erfolgt mittels eines Ein-Achsen-Gyroskopes ENC-03 von Murata [Mura11], Abbildung 15. Es erfasst nur eine Rotationsbewegung abhängig von der Einbaulage. Um allerdings eine Drehbewegung zu



Abbildung 15 1D Gyroskop ENC-03 [Mura11]

erfassen, wurde das Gyroskop in allen drei Rotationsachsen eingebaut. Der ausgewählte Sensor bestimmt mit einer maximalen Winkelgeschwindigkeit von $300\text{ }^\circ/\text{s}$ die physikalischen Eckdaten der „normalen“ Drehung einer Person. Höhere Winkelgeschwindigkeiten treten nur bei Nutzung des Pirouetten-Effektes auf. Bei diesem Sonderfall, einer gewollten schnellen Rotation um die eigene Achse, können bis zu 270 Umdrehungen pro Minute ($1080\text{ }^\circ/\text{s}$) erreicht werden [FAZO03].

3.2.3 Kompass

Die absolute Ausrichtung und die Winkeländerung werden mit Hilfe eines Kompassmoduls ermittelt. Der Sensor erfasst und bestimmt die Ausrichtung des Moduls zum Erdmagnetfeld durch zwei integrierte magnetoresistive Sensoren (MR). Zur vollständigen Bestimmung einer Position ist die Ermittlung der Bewegungsrichtung notwendig. Das eingesetzte Kompassmodul HMC6352 [Hony11], Abbildung 16, ist ein 2D Kompass von Honeywell und kann die Richtungsänderung auf $0,1^\circ$ genau bestimmen. Durch die Einschränkung auf eine 2D Drehung, wird ein Austausch dieses Sensors notwendig und in den nachfolgenden Projekten auch durchgeführt, allerdings nicht im Rahmen dieser Arbeit. In den nachfolgenden Projekten wird der 3D Kompass HMC6343 mit integriertem Algorithmus verwendet [Hony11a], Abbildung 17, von Honeywell.

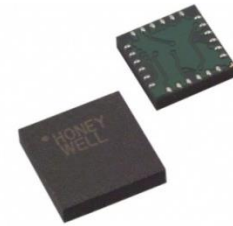


Abbildung 16 2D Kompassmodul HMC6352 [Hony11]

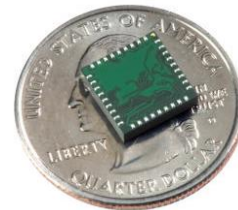


Abbildung 17 3D Kompassmodul HMC6343 [Hony11a]

3.2.4 Magnetfeldsensor

Die Verwendung eines Magnetfeldsensors hat neben der Bestimmung des absoluten Winkels wie beim Kompassmodul zusätzlich die Möglichkeit der Analyse des lokalen Erdmagnetfeldes. Der 3D Magnetfeldsensor HMC5843, Abbildung 18, wird als Kompassmodul beworben und liefert im Gegensatz zum 3D Kompass HMC6343 die ermittelte Magnetfeldstärke auf allen drei Achsen. Das integrierte Messprinzip entspricht dem des Kompassmoduls mit einer Verbesserung der Sensitivität durch Verwendung von anisotropischen magnetoresistiven Sensoren (AMR) [Hony11b]. Die Sensoren bestimmen das Erdmagnetfeld beschleunigungsunabhängig, was eine Möglichkeit zur Bestimmung der Ausrichtung des Moduls bietet. Diese Beschleunigungsunabhängigkeit ermöglicht eine rechnerische Kompensation der Drehbewegung aus den ermittelten Beschleunigungsdaten des Beschleunigungssensors, um somit den Anteil der Drehbewegung an der Beschleunigung zu eliminieren.

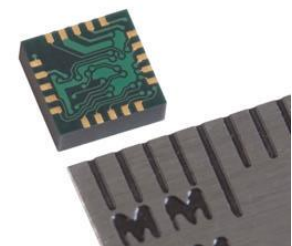


Abbildung 18 3D Magnetfeldsensor HMC5843 [Hony11b]

3.2.5 Luftdrucksensor/Barometer

Für die Bestimmung der Höhenänderung wird der Luftdrucksensor MS5540C [Inte11], Abbildung 19, von Intersema mit einem internen 16Bit AD-Wandler und kalibrierten Temperatursensor eingesetzt. Der piezoresistive Luftdrucksensor gibt den wirkenden Luftdruck bis auf 0,1 mbar genau an. Eine Luftdruckänderung von 0,1 mbar entspricht dabei einer barometrischen Höhenänderung von ca. 80 cm. Die Druckänderung wird nur zur Bestimmung der aktuellen Etage in der sich die zu lokalisierende Person oder das Objekt befindet genutzt. Somit liegt eine Zusatzinformation unabhängig vom Beschleunigungssensor vor. Eine Luftdruckänderung ist zum Beispiel bei einer Fahrt mit dem Fahrstuhl oder beim Steigen einer Treppe feststellbar. Eine genauere Bestimmung der Luftdruckänderung kann durch die Verwendung von präziseren Sensoren MS5611, Abbildung 20, mit besserem 24Bit AD-Wandler noch optimiert werden und zu einer verbesserten Höhenbestimmung führen, da die Auflösung des Luftdrucks bis auf 0,012 mbar erfolgen kann. Mit dem Austausch hin zu einem präziseren Luftdrucksensor kann eine erfassbare Höhenänderung von ca. 10 cm erreicht werden.



Abbildung 19 Luftdrucksensor MS5540C [Inte11]

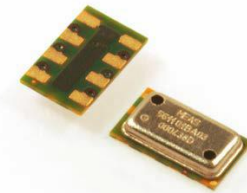


Abbildung 20 Luftdrucksensor MS5611-01BA03 [Inte13]

3.2.6 Global Position System

Die Verankerung der Bewegungsdaten an einem Referenzpunkt erfolgt über die Ermittlung der ersten Position des BodyGuard-System-Trägers mit Hilfe des GPS-Systems FSA03 [Falc11], Abbildung 21, von Falcom. Dieses Modul bietet die Möglichkeit einer genauen Bestimmung der Startposition im Freien bei einem sehr geringen Energiebedarf. Das Modul verfügt über eine Helix Antenne, welche den lageunabhängigen Empfang von GPS-Signalen ermöglicht. Der GPS-Empfänger der auf den u-blox UBX-G5010 Chip aufbaut hat eine horizontale Abweichung von kleiner als 2,5 m bei einer Empfangsempfindlichkeit von -144 dBm im GPS Suchmodi und einer ungefähren Zeit (TTFF- time to first fix) von kleiner als 29 Sekunden bei einem Kaltstart bis zur ersten gültigen GPS-Position.



Abbildung 21 GPS-Modul, FSA03 [Falc11]

3.2.7 Luftfeuchte- und Vitalzeichensensor

Die Vitalinformationen ermöglichen eine Wiedergabe des gegenwärtigen Zustandes in dem sich der Träger befindet. Die Körperfeuchte und die Oberflächentemperatur werden wie die Erfassung des Herzschlages zur Bestimmung der allgemeinen Situation und des körperlichen Zustandes des Trägers verwendet.



Abbildung 22 Thermo-Hydrosensor, SHT11 [Sens11]

Die relative Luftfeuchte bzw. Körperfeuchte und die Temperatur werden durch einen kombinierten digitalen Sensor von Sensirion, dem SHT11 [Sens11], Abbildung 22, erfasst.

Die Erfassung der Herzfrequenz erfolgt mittels des Moduls RMCM01 [Pola11], Abbildung 23, von Polar. Dieses Empfängermodul erfasst Daten von codierten oder uncodierten Brustgurten der Firma Polar. Mit dem Brustgurt wird der Herzschlag des Trägers gemessen und die Herzschlaginformation bei einer Sendefrequenz von 5,5 kHz an den Empfänger gesendet. Der angeschlossene Mikrocontroller des BodyGuard-Systems verarbeitet den zeitlichen Abstand zwischen zwei Herzschlagsignalen zu einer resultierenden Herzfrequenz.



Abbildung 23
Herzschlagempfänger,
RMCM01 [Pola11]

3.2.8 Funksystem

Die bidirektionale drahtlose Datenübertragung ist im Rahmen der Arbeit immer schneller und komfortabler geworden. In der ersten Version wurde das BodyGuard-System mit dem CC1020 [TEX06a] gebaut, da dieser auf dem MSB430 der FU Berlin integriert war. Die Datenübertragung erfolgte bitorientiert und liegt theoretisch bei 115,2 kBit. Es wurde aber nur eine Datenübertragungsgeschwindigkeit von 19,2 kBit genutzt.

Das in dieser Arbeit vorgestellte BodyGuard-System verwendet das Modul PAN2355 [Pana11], Abbildung 24, von Panasonic. Das Modul nutzt wie das Sensorboard MSB430-H schon den Nachfolgerchip, den CC1101 [TEX07a]. Dieser Funk-Transceiver arbeitet paketorientiert und versendet die Daten mit einer 20mal höheren Datenübertragungsrate als der alte Funk-Transceiver (CC1020). Der Paketversand und der Paketerhalt werden dabei von dem Funk-Transceiver an den angeschlossenen Mikrocontroller signalisiert, was zu einer Laufzeitbestimmung und daraus resultierend zu einer Entfernungsbestimmung [Pfei10] zwischen zwei Bodyguard-Systemen genutzt werden kann.



(Module without shielding)

Abbildung 24 Funkmodul,
PAN2355 [Pana11]

3.2.9 Sensorüberblick

In der nachfolgenden Tabelle 2 sind die auf dem BodyGuard-System verwendeten Bauteile mit ihren Eigenschaften und deren jeweiligen Vorteilen aufgeführt. Die einzelnen Bauteile und ihre schaltungstechnische Anbindung an den Mikrokontroller werden im Kapitel 3.4 „Integration der Sensoren in das BodyGuard-System“ ab Seite 39 noch weiterführend erläutert.

Tabelle 2 Sensoren des BodyGuard-Systems V 1.0

Sensor	Eigenschaften	Vorteile
MMA7260 3D-Beschleunigungs-sensor	<ul style="list-style-type: none"> analoger Sensor Messbereich: $\pm 1,5g$, $\pm 2g$, $\pm 4g$ und $\pm 8g$ Abtastrate bis 1000 Hz digitalisiert mit 12 Bit Auflösung 	<ul style="list-style-type: none"> digitale Messbereichs-umschaltung verschiedene Energiesparmodi
ENC-03 1D-Gyroskop	<ul style="list-style-type: none"> analoger Sensor Messbereich: ± 300 °/s Abtastrate bis 1000 Hz digitalisiert mit 12 Bit Auflösung 	<ul style="list-style-type: none"> analoges Signal 4,7-fach verstärkt
HMC6352 2D-Kompass	<ul style="list-style-type: none"> Messbereich: 0° bis $359,9^\circ$ Auflösung: $0,1^\circ$ Abtastrate: 10 Hz 	<ul style="list-style-type: none"> I²C Anbindung
MS5540C Luftdrucksensor	<ul style="list-style-type: none"> Messbereich: 10 bis 1100 mbar Auflösung: 0,1 mbar 16 Bit AD-Wandlung Abtastrate bis 25 Hz 	<ul style="list-style-type: none"> I²C Anbindung kalibrierter Sensor genaue Höhenänderung bestimmbar
Temperatursensor	<ul style="list-style-type: none"> Messbereich: -40 °C bis 85 °C Auflösung: $0,01$ °C 16 Bit AD-Wandlung Abtastrate bis 25 Hz 	<ul style="list-style-type: none"> energiesparend
FSA03 GPS-Empfänger mit Helix-Antenne	<ul style="list-style-type: none"> hohe Empfindlichkeit -144dBm Genauigkeit: <5m Positionsdaten: bis 4 Hz 	<ul style="list-style-type: none"> NMEA-Protokoll guter GPS-Empfang sehr energiesparend kleines GPS-System
SHT11 Feuchtesensor	<ul style="list-style-type: none"> Messbereich: 0 bis 100 %RH Auflösung: $0,05$ %RH 12 Bit AD-Wandlung Abtastrate bis 10 Hz 	<ul style="list-style-type: none"> I²C Anbindung energiesparend
Temperatursensor	<ul style="list-style-type: none"> Messbereich: -40 °C bis $123,8$ °C Auflösung: $0,01$ °C 14 Bit AD-Wandlung Abtastrate bis 10 Hz 	
Polar RMCM01 Herzfrequenz	<ul style="list-style-type: none"> Empfangsmodul für Brustgurte der Firma Polar 	Herzschlag ablesbar

3.3 Untersuchungen zur Trageposition des Sensorsystems

Die Bestimmung der Anbringungsposition des BodyGuard-Systems an einer Person ist entscheidend für die Konstruktion des Gehäuses. Die richtige Position wird dabei von mehreren Faktoren bestimmt und ist ein Kompromiss aus der Möglichkeit der Befestigung und den resultierenden Sensorsignalen an der untersuchten Trageposition. Im Folgenden werden die verschiedenen Tragepositionen (s. Abbildung 25) mit ihren Vor- und Nachteilen vorgestellt. In den nachfolgenden Diagrammen werden die bei einer Abtastrate von 1 kSPS erfassten Bewegungsdaten in der x-Achse dargestellt, was einer Messung aller 1 ms entspricht. Die y-Achse stellt die Signalamplitude an der entsprechenden Trageposition dar, die mittels des integrierten 12 Bit AD-Wandlers des Mikrocontrollers MSP430 (von 0 bis 4095) ausgelesen wurde. Die Diagramme die in den nachfolgenden Abschnitten zu den verschiedenen Tragepositionen gezeigt werden veranschaulichen also die Amplitude der gemessenen Bewegungsdaten (blaue Linie) zum jeweiligen Zeitpunkt und bilden ca. 4 Schritte ab. Die geglättete Kurve (schwarze Linie) stellt die gefilterten Bewegungsdaten dar. Eine Abschätzung zur Güte der Anbringung des Moduls an der betrachteten Position wird im jeweiligen Abschnitt erörtert und bewertet.

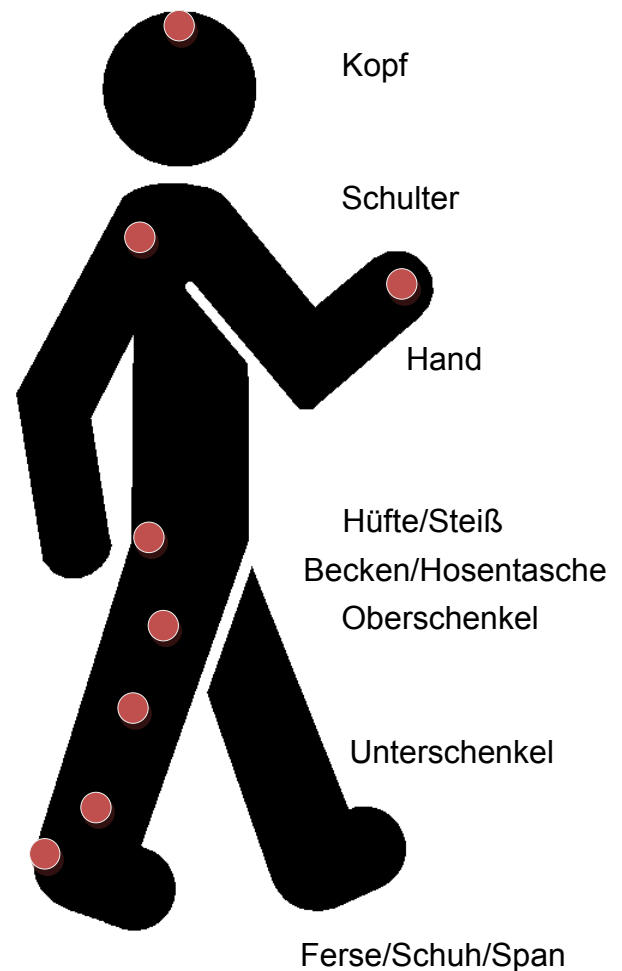


Abbildung 25 Sensorposition an einer Person

3.3.1 Positionsmerkmale

Um die beste Trageposition zu bestimmen, müssen die erfassten Daten entsprechend bewertet werden. Dazu werden die Tragepositionen unter verschiedenen Gesichtspunkten, wie zum Beispiel der Signalstärke und der Signalqualität, analysiert und beurteilt.

Ein wichtiger Begriff bei der Analyse der Trageposition ist der „Rücksetzpunkt“. Unter Rücksetzpunkten versteht man die Phasen im Bewegungsablauf, wo keine Änderungen auf die Sensoren wirken können. An diesen Rücksetzpunkten beginnt eine neue Bewegung oder ein neuer Bewegungsabschnitt. Dieser spezielle Rücksetzpunkt wird als „zero return point“ bezeichnet. In den nachfolgenden Diagrammen ist der Rücksetzpunkt mit einem roten Kreis • gekennzeichnet wenn ein Rücksetzpunkt in der aufgezeichneten Bewegung oder Bewegungsphase vorhanden ist. Der Nutzen dieses Rücksetzpunktes ist die Kennzeichnung

des Abschlusses einer Bewegungsphase und damit auch die Kennzeichnung des abgeschlossenen Bewegungsintervalls. Dies ermöglicht, Fehleranalyse und Fehlerkorrektur auf dieses gekennzeichnete Intervall zu begrenzen.

Alle Abbildungen beschreiben auf der x-Achse die Zeit von mehreren Schritten und bilden ca. 3 Sekunden ab. Die Zeitbasis ist 10ms, da die Abtastrate 100Hz betrug. Auf der y-Achse ist die Amplitude des Schrittes als Werte des 12 Bit Analog zu Digitalwandler in Digit dargestellt. Die nachfolgenden Diagramme 1 bis 8 zeigen alle dieselbe Skalierung und es wird deshalb aufgrund der Übersichtlichkeit die Darstellung der Beschriftung der x-Achse weggelassen.

3.3.2 Ferse/Schuh/Span

Die Ferse, der Schuh bzw. der Fußspan liefern die besten durch das System aufgezeichneten Bewegungssignale. Deutlich wird dies bei der Betrachtung der gemessenen Signale, da die Amplitude des Bewegungssignals den gesamte Auflösungsbereich (0 bis 4095) des AD-Wandlers nutzt. In den Signalen sind die Bewegungs- und die Ruhephasen mit eindeutig bestimmbar Mustern sichtbar, wie aus Diagramm 1 entnommen werden kann.

Ein Vorteil der Schuhposition ist die eindeutige Registrierung der Rücksetzpunkte durch die Sensoren. Diese Punkte finden sich in dem Bereich nach dem Aufsetzen des Fußes und bevor der Fuß wieder beschleunigt wird für einen neuen Schritt.

Eine Fehlerquelle bei der Bestimmung der Rücksetzpunkte ist die Drehbewegung des Fußes bei der Vorwärtsbewegung. Diese Drehbewegung bewirkt eine zusätzliche Bewegungsform bzw. eine Musterinformation in den Sensordaten, was zu einem Fehler bei der Positionsbestimmung führt. Der große Nachteil der Fußposition ist die Befestigung des BodyGuard-Systems. Eine Anbringung an den Schuh ist wegen des sensiblen Gerätes an dieser Position nicht möglich, da dies mit einer Beschädigung des Moduls einhergehen würde. Die Adaption des Moduls in den Schuh wäre optimaler, aber eine Realisierung im Rahmen dieser Arbeit ist nicht umsetzbar, da dies nur in Kooperation mit einem Schuhhersteller sinnvoll umsetzbar wäre.

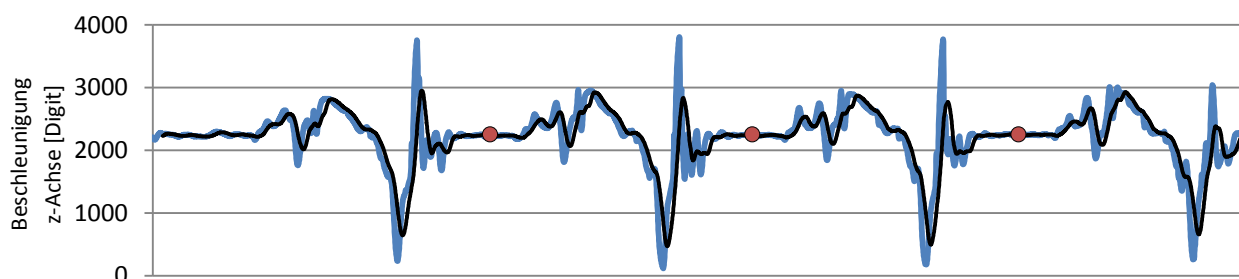


Diagramm 1 Schrittsignal bei der Befestigung des BodyGuard-Systems am Fuß

3.3.3 Unterschenkel

Der Unterschenkel liefert ein gut auswertbares Sensorsignal mit gut erkennbaren Bewegungsphasen und Rücksetzpunkten. Diese positiven Punkte für die Position werden durch die schwierige Befestigung am Unterschenkel aufgehoben und deshalb wird diese Position als Trageposition des Sensorsystems ausgeschlossen.

Zusätzlich ist neben der eigentlichen Bewegung des Beins die durch den Schritt verursacht wird eine Bewegung durch die Wadenmuskulatur in dem Sensorsignal enthalten. Dieses Fehlersignal wird durch Muskelkontraktionen der Wade verursacht und ist im nachfolgenden Diagramm als zusätzliche Signalspitze um den gekennzeichneten Rücksetzpunkt erkennbar. Zum Vergleich: Bei dem Signal von der Fußposition befindet sich im Rücksetzpunktbereich ein Plateau. Die zeitliche Zuordnung des erfassten Signalimpulses zu dem jeweiligen Schritt ist bei der Trageposition am Unterschenkel in gedämpfter Form gegenüber dem Fuß aus Diagramm 1 im nachfolgenden Diagramm 2 ersichtlich.

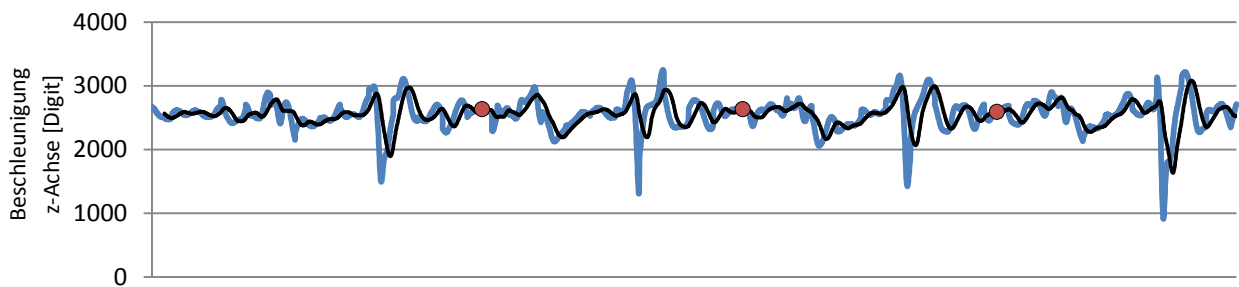


Diagramm 2 Schrittsignal bei der Befestigung des BodyGuard-Systems am Unterschenkel

3.3.4 Oberschenkel

Der Oberschenkel bietet eine gute Position, um das Sensorsystem zu befestigen aufgrund der guten Sensorsignale, der guten Erkennung der einzelnen Bewegungsphasen des Beins und der ermittelbaren Rücksetzpunkte. Die Befestigung ist leicht zu realisieren, da es geeignete kommerzielle Haltesysteme für eine Oberschenkelmontage gibt.

Eine Fehlerquelle ist wie schon beim Unterschenkel die Kontraktion des Muskels. Die Oberschenkelmuskulatur verursacht eine kleine, erkennbare Beeinflussung des Sensorsignals. Die Muskulatur bedingten Fehler sind im Diagramm durch den ersten Peak nach dem Rücksetzpunkt gekennzeichnet. Diese Beeinflussung des Signals ist geringer als beim Unterschenkel. Aus diesem Gesichtspunkt ist der Oberschenkel eine geeignetere Position, um die Bewegung einer Person zu erfassen.

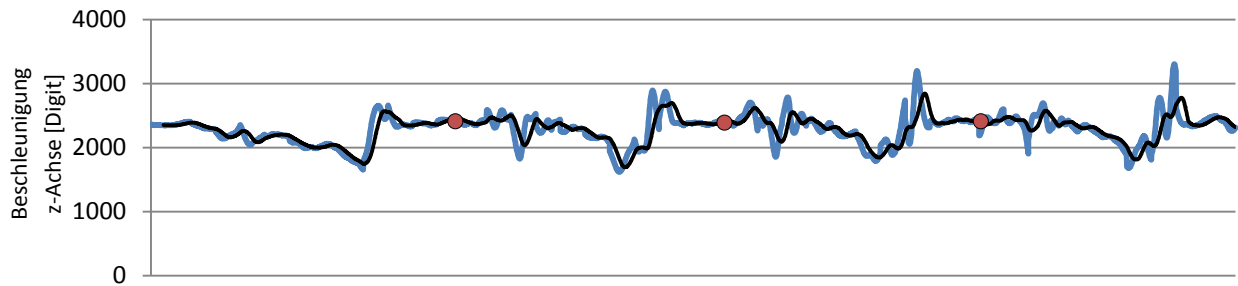


Diagramm 3 Schrittsignal bei der Befestigung des BodyGuard-Systems am Oberschenkel

3.3.5 Becken/Hosentasche

Die Befestigung des Sensorsystems am Becken bzw. in der Hosentasche ist leicht zu realisieren und würde von daher eine sehr geeignete Position darstellen. Die Bewegungsphasen des Beins sind gut ermittelbar und Rücksetzpunkte für das Sensorsystem sind vorhanden.

Der im Diagramm 4 dargestellte Signalverlauf ist wie schon bei den Signalverläufen des Unter- und Oberschenkels mit zusätzlichen Signalpeaks versehen. Diese Signale entstehen durch die freie Bewegung des Sensorsystems in der Hosentasche und stellen eine große Fehlerquelle dar, da es nicht nur die Bewegung der Person mitverfolgt, sondern auch *freie* Eigenbewegungen durchführt und erfasst. Die bestimmbareren Rücksetzpunkte sind zeitlich (x-Achse) an der gleichen Position wie beim Unter- und Oberschenkel (vergleiche mit Diagramm 2 und 3), da das Bein ein „starres abgeschlossenes mechanisches Pendel“ ist.

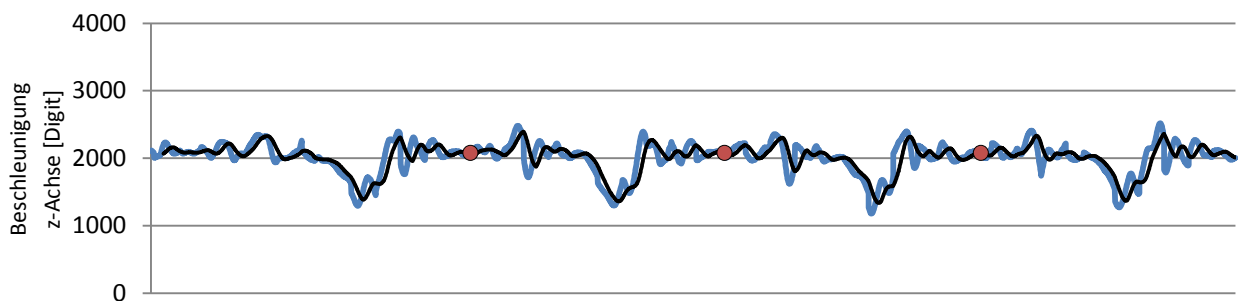


Diagramm 4 Schrittsignal bei der Befestigung des BodyGuard-Systems in der Hosentasche

3.3.6 Hüfte/Steiß

Die Hüfte bzw. der Steiß als Befestigungsposition zeigen neben der Ferse und dem Oberschenkel die besten Signalergebnisse des Sensorsystems. Die Signalstärke liegt etwa bei 60 % der erfassten Signale der Ferse. Genauso wie bei der Ferse ist mit den ausgewerteten Signalen hier in Diagramm 5 die Erkennung der Bewegungsphase möglich und die Signale haben die doppelte Frequenz der gemessenen Signale am Bein. Diese Verdopplung der Signale kommt durch die Überlagerung der Bewegungen beider Beine. Von daher ist auch die Detektion von Rücksetzpunkten schwieriger. Weiterhin zeigt sich auch, dass eine ausgeprägte Ruhephase wie bei der Ferse nicht erkennbar ist.

Eine Fehlerquelle in dieser Position begründet sich in der Positionierung des Sensorsystems: Wird das Sensorsystem direkt auf dem Gesäß appliziert erhält man eine zusätzliche Überlagerung der Beinbewegung mit der Gesäßmuskulatur. Allerdings ist eine Befestigung des Moduls am Gürtel oder einem ähnlichen Befestigungsmittel leicht zu realisieren und es haben sich keine zusätzlichen Beeinflussungen herausgestellt. Die Hüfte bildet deshalb die ideale Befestigungsposition für diese Arbeit.

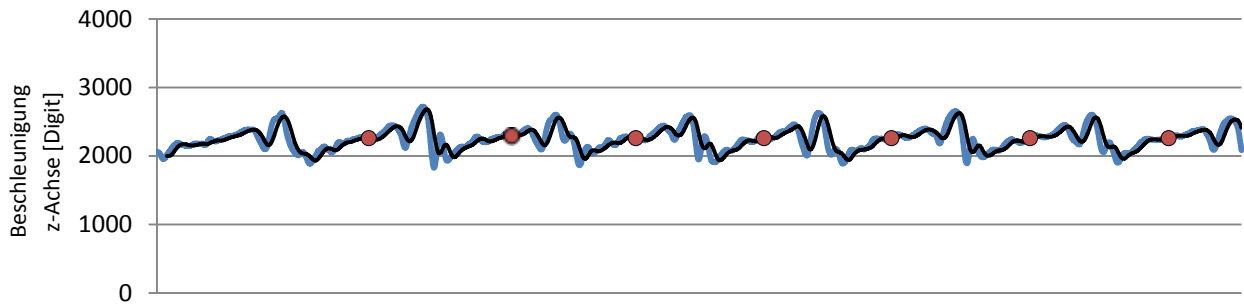


Diagramm 5 Schrittsignal bei der Befestigung des BodyGuard-Systems an der Hüfte

3.3.7 Hand

Die einfachste Möglichkeit, das Sensorsystem zu „händeln“, wäre die Befestigung in oder an der Hand. Wie aber im Diagramm 6 erkennbar, ist das resultierende Sensorsignal der Hand sehr schwach und kann durch viele freie Bewegungen wie drehen, kippen, starres Halten der Hand oder das Öffnen von Türen beeinflusst werden.

Diese freien Bewegungen sind eine große Fehlerquelle und führen zu einer möglichen Fehlinterpretation des zu bestimmenden Weges. Eine Rückführung bzw. ein Rücksetzen der Bewegungserkennung mittels des Signals ist durch diese Vielfalt an Bewegungen nicht möglich, daher sind im Diagramm 6 keine Rücksetzpunkte eingezeichnet. Deshalb ist diese Position zur Erfassung der Bewegungsinformationen ungeeignet, für einen „Schrittzähler“ ist diese Stelle nutzbar.

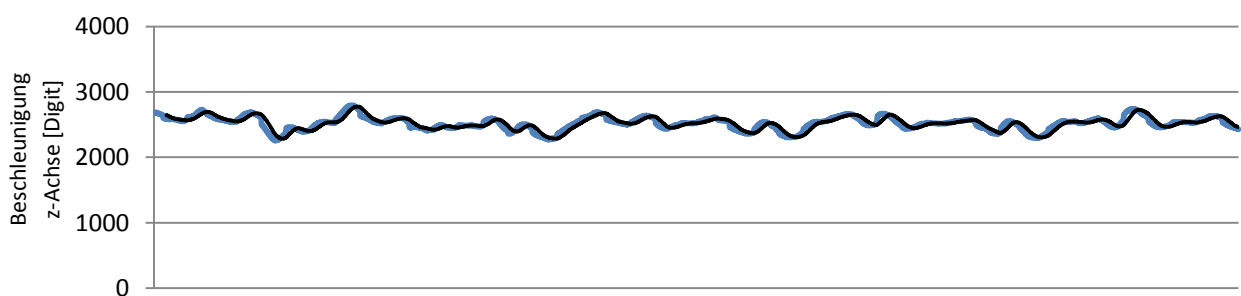


Diagramm 6 Schrittsignal bei der Befestigung des BodyGuard-Systems an der Hand

3.3.8 Schulter

Bei der Befestigung an der Schulter werden ungefähr 30 % der Signalstärke der Ferse erreicht, ersichtlich aus dem Vergleich von Diagramm 1 mit Diagramm 7. Diese Abschwächung des Signals wird durch die schrittabdämpfende Wirkung der Wirbelsäule

verursacht. Die Dämpfung dient als Schutzmechanismus vor zu starken Vibrationen und Schlägen auf den Kopf des Menschen.

Die Schulter hat einen ähnlichen Signalverlauf wie die Hüfte. Allerdings ist durch die geringe Signalstärke die Bestimmung von Rücksetzpunkten an dieser Stelle nicht immer gegeben. Dies führt zu einer möglichen fehlerhaften Interpretation des Sensorsignals.

Außerdem werden die Signale durch die Armbewegung verändert. Die Drehbewegung der Schulter überlagert das Signal des Schrittes und bewirkt zusätzliche Fehler bei der Bewegungsanalyse. Ein Vorteil dieser Position ist die einfache Integration des Moduls an bzw. innerhalb einer Weste, die geringen Bewegungsinformationen lassen die gute Handhabbarkeit aber vernachlässigen.

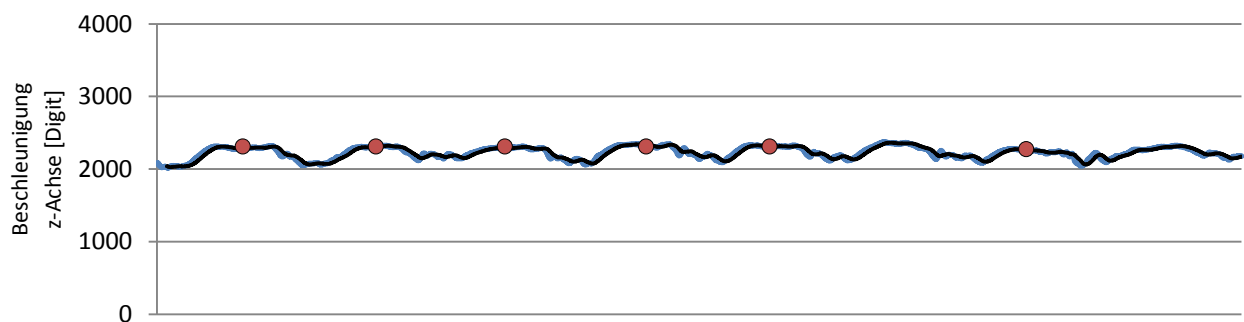


Diagramm 7 Schrittsignal bei der Befestigung des BodyGuard-Systems an der Schulter

3.3.9 Kopf

Der Kopf ist durch die schrittdämpfende Wirkung der Wirbelsäule eine signaltechnisch schlechte Position. Diese Aussage wird bestärkt durch die aufgenommenen Signale, die in Diagramm 8 dargestellt sind. Neben der schrittdämpfenden Wirkung der Wirbelsäule gibt es einen zusätzlichen Störfaktor: die Drehung des Kopfes in verschiedene Richtungen zur Orientierung dadurch wird das Signal auch verfälscht. Eine Rückführung des Signals mittels Rücksetzpunkten ist aus diesem Zusammenhang nicht eindeutig möglich und kann nur vereinzelt angewendet werden.

Eine Montage des Moduls am Kopf ist mittels einer Helmkonstruktion möglich. Da die Bewegungssignale aber sehr gering sind und durch Zusatzbewegungen sehr leicht gestört werden ist diese Position nicht praktikabel.

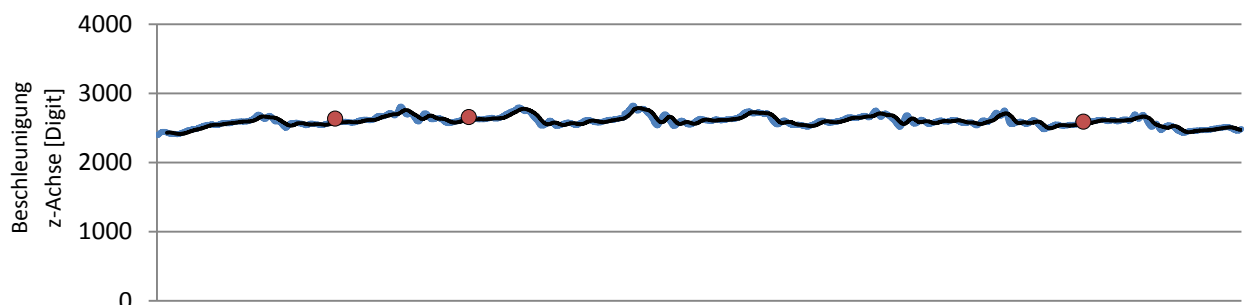


Diagramm 8 Schrittsignal bei Befestigung des BodyGuard-Systems am Kopf

3.3.10 Ergebnis

In der nachfolgenden Tabelle 3 sind die verschiedenen Anbringungspositionen des BodyGuard-Systems am menschlichen Körper zusammengefasst dargestellt und mit Güteigenschaften von „++“ für exzellent geeignet bis zu „-“ für ungeeignet unter verschiedenen Gesichtspunkten wie zum Beispiel Signalstärke, Befestigung oder Robustheit bewertet.

Tabelle 3 Positionsbewertung

Eigenschaft Position	Signalstärke	Signalqualität/ Ruckführbarkeit	Befestigung	Robustheit	Ergebnis
Ferse/Schuh/Span	++	++	+	-	+
Unterschenkel	+	+	-	-	0
Oberschenkel	+	+	+(+)	++	+(+)
Becken/Hosentasche	+	+	++	+	+
Hüfte/Steiß	+	0	++	+(+)	+
Hand	-	-	++	0	0
Schulter	-	-	0	+	-
Kopf	--	--	+	++	--

Als Ergebnis für die optimale Position stellt sich die Hüfte bzw. der Steiß heraus. Die experimentell bestimmten Werte für die Signalauswertung sind nicht durch personen- oder körperspezifische Bewegungen beeinflusst. Die abgebildeten Diagramme wurden in verschiedenen Versuchen mit derselben Person durchgeführt.

Der **Oberschenkel** und die **Hüfte** bzw. der **Steiß** sind die in den weiteren Untersuchungen **verwendeten Positionen**. Die konstruktiven Maßnahmen wurden auf diese Positionen bezogen und das System entsprechend angepasst.

3.4 Integration der Sensoren in das BodyGuard-System

Die technische und konstruktive Entwicklung der BodyGuard-System Hardware Version 1, HW-1, basiert auf den Ergebnissen der Voruntersuchungen zur Sensorauswahl und der Ergebnisse zur optimalen Position an einer Person.

Die Entwicklung des Platinenlayouts ist mittels des Layout-Programms Eagle in der Version 5.12.0 von Cadsoft umgesetzt worden. Der Schwerpunkt der elektronischen Entwicklung lag in der optimalen Verbindung der Position der Einzelsensoren in Bezug auf die spätere Befestigungsposition, bei der HW-1 die Hüfte. Die optimale Positionierung der Einzelsensoren konnte durch die individuelle und problemspezifische Realisierung des Platinenlayouts und ein eigens entwickeltes Gehäuse realisiert werden. Die konstruktive Umsetzung des Gehäuses wurde mittels Solidworks 2011 von Dassault Systèmes SolidWorks Corporation durchgeführt. Das Gehäuse ist in Abbildung 26 als Solidworks Grafik

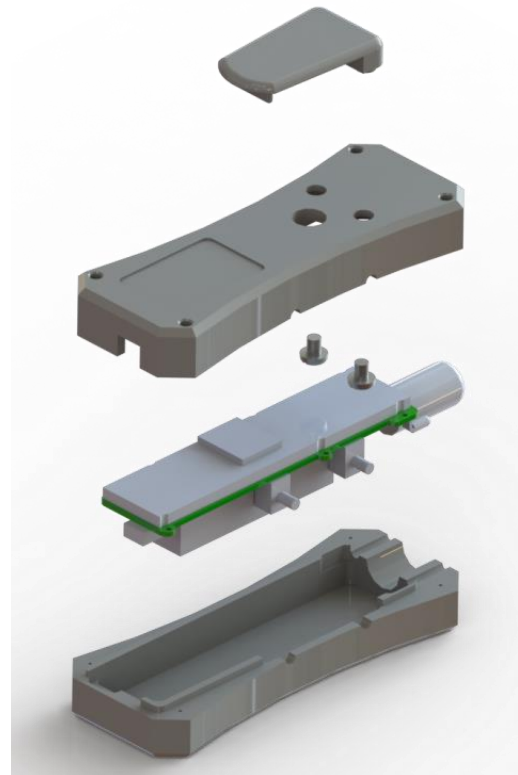


Abbildung 26 Konstruktive Entwicklung

dargestellt. Für die konstruktive Entwicklung war die einfache und sichere Befestigung an der Hüfte wichtig, welche mittels eines eigens designten Gürtelclips ermöglicht wird (s. Abbildung 27 rechte Seite). Dieser Clip ermöglicht eine feste Verbindung zwischen dem BodyGuard-System und dem Körper des sich bewegenden Objektes, da diese Verbindung die Bewegungsdaten ohne zusätzliche Eigenbewegungen des Sensorsystems abbildet. Wegen der Eigenbewegungen muss bei der Gehäuse- und Platinenentwicklung besonders auf die Positionierung der Beschleunigungs- und Drehwinkelsensoren im Drehpunkt des BodyGuard-Systems geachtet werden sowie auf die möglichst waagerechte Ausrichtung des Kompassmoduls. Die Position des GPS-Moduls ist optimiert und befindet sich an der Oberseite des BodyGuard-Systems. Die Vitalsensoren befinden sich unter dem Gürtelclip des Systems. Weiterhin ist für die optimale Erfassung der relativen Luftfeuchte unterhalb des



Abbildung 27 Gehäusemuster des Bodyguard-Systems

Gürtelclip eine halbdurchlässige Membran installiert, um mit der Umgebung und der Person verbunden zu sein. Die Datenübertragung erfolgt via Funk, mittels der CC110x, und via USB, welches im unteren Teil des Moduls integriert ist.

Hardwarekonzept

Die entwickelten Platinen, welche in Abbildung 28 und Abbildung 29 dargestellt sind, veranschaulichen die Komplexität dieser Doktorarbeit. Die Schwierigkeit lag in der Entwicklung eines geeigneten Sensorsystems und der dazugehörigen softwaretechnischen Überführung der erfassten Sensordaten in ein geeignetes Bewegungs- und Positionssystem.



Abbildung 28 Platinen, Oberseite

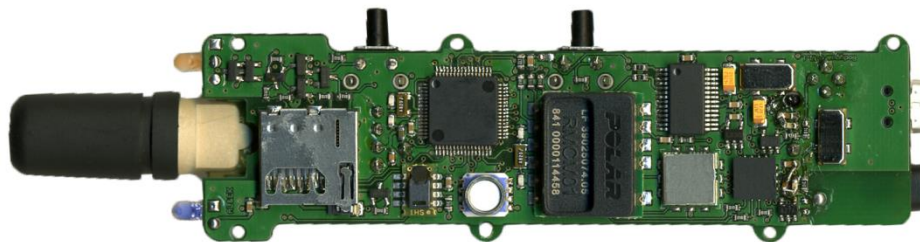


Abbildung 29 Platine, Unterseite

Die unterschiedlichen ausgewählten Sensoren werden an die zahlreichen digitalen und analogen Ein- und Ausgänge des Mikrocontrollers elektrotechnisch angebunden. Der Mikrocontroller, Typ MSP430F2618, IC19 der Firma Texas Instruments beruht auf einer RISC Architektur und bietet zahlreiche Hardwareunterstützung. Kurz wird der Mikrocontroller mit MSP bezeichnet und ist mit seiner Portbelegung und der notwendigen externen Beschaltung in Abbildung 30 dargestellt. Im Folgenden werden die verschiedenen Anschlüsse und Funktionen des MSP kurz vorgestellt. Der Mikrocontroller verfügt zur Abarbeitung von Programmen über 116 kByte Flash, 256 Byte InfoMen und 8 kByte an RAM. Die Taktung des MSPs wird mittels eines Uhrenquarzes Q1 realisiert, welcher unter Nutzung eines internen DCOs den MSP430 auf 16 MHz hochtaktet.

Zusätzlich verfügt der MSP über zwei interne Timer die mehrere Untertimer besitzen. Ein Vorteil des Mikrocontrollers ist, dass der Port 1 und 2 Interrupt fähig sind, was ein schnelles Reagieren auf externe Ereignisse ermöglicht. Weiterhin sind zwei UART-Schnittstellen *P3B4* und *P3B7* sowie zwei SPI/I2C-Schnittstellen an den Ports *P3B1-P3B3* und *P5B0-P5B3* integriert. Acht integrierte 12 Bit Analog-zu-Digital-Konverter *P6B0-P6B7* und zwei 12 Bit Digital-zu-Analog-Konverter *P6B6-P6B7* sind ebenfalls Bestandteile des MSPs. Für die Konverter können drei verschiedene Referenzspannungen an dem Pin10 *VEREF+/DAC0* genutzt werden: zwei interne Spannungen mit 1,5 V und 2,5 V bzw. eine frei wählbare Spannung, die beim BodyGuard-System an die Versorgungsspannung angeschlossen ist. Die Programmierung der Software wird mittels Code Composer Essentials V3.1 in der Programmiersprache C realisiert und die Programmierung der Hardware und der Debug-Schnittstelle erfolgt unter Nutzung eines JTAG-Interfaces *JTAG* des MSPs.

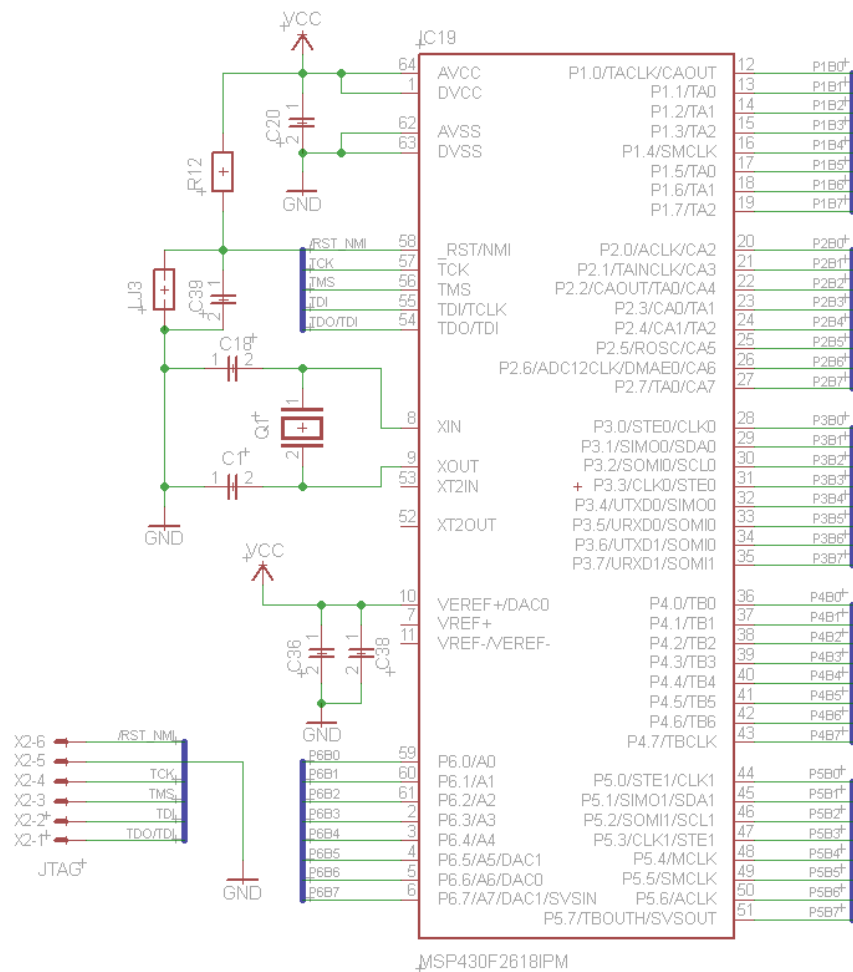


Abbildung 30 MSP430F2618 mit JTAG Interface

Das realisierte Energiekonzept (Abbildung 31) sieht dabei eine autarke Energieversorgung durch einen Lithium-Polymer Akkumulator *BAT1* vor. Die elektrische Ladung des Akkus erfolgt via USB-Verbindung *VUSB* (Ladespannung 5V) und ermöglicht einen netzunabhängigen Betrieb von ca. 10 Stunden. Die Sensoren werden dabei mit einem linearen Regler-System *IC21* versorgt. Der Vorteil dieses Konzeptes liegt im geringen Signal-Rausch-Abstand eines solchen Reglers, wodurch die Ergebnisse der Analogwandlung der Sensordaten verbessert werden. Der Nachteil besteht im schlechten Wirkungsgrad des Linearreglers, da er den Regelbereich als Leistungsabfall über sich realisiert. Die Versorgungsspannung *VCC* des BodyGuard-Systems ist 3,3 V und der Akkumulator hat eine Spannung *Vbat* zwischen 3,4 V und 4,2 V. Daraus ergibt sich eine maximale Verlustleistung von ca. 70 mW, was die Betriebslaufzeit reduziert.

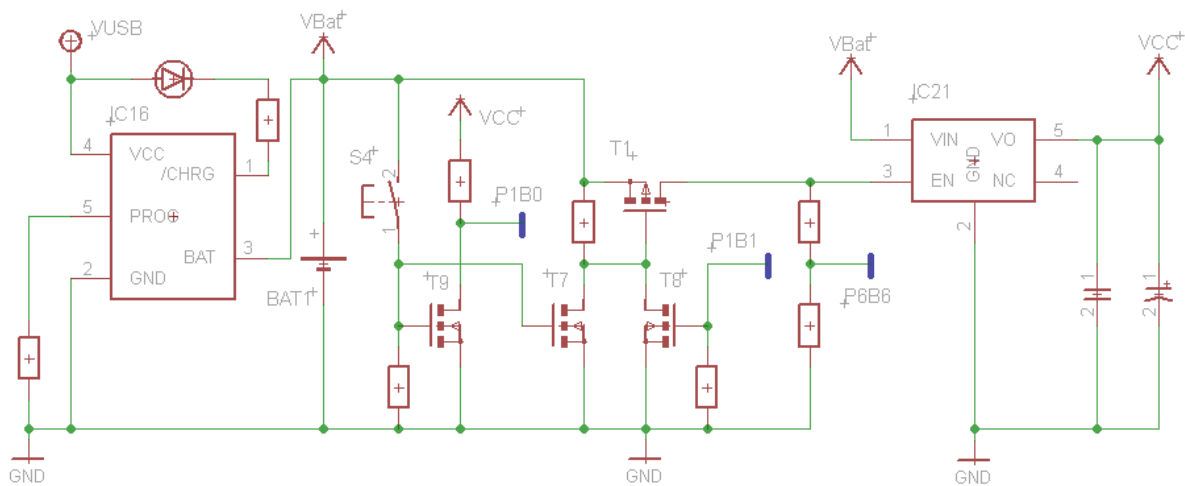


Abbildung 31 Energiekonzept des BodyGuard-Systems

Das Energiekonzept (Abbildung 31) sieht zusätzlich vor, alle Verbraucher wie Sensoren, den Mikrocontroller und die Kommunikationsbauteile spannungsfrei über den MOSFET-Schalter *T1* zu entkoppeln. Mit dieser technischen Maßnahme kann das System elektrisch spannungsfrei geschaltet werden.

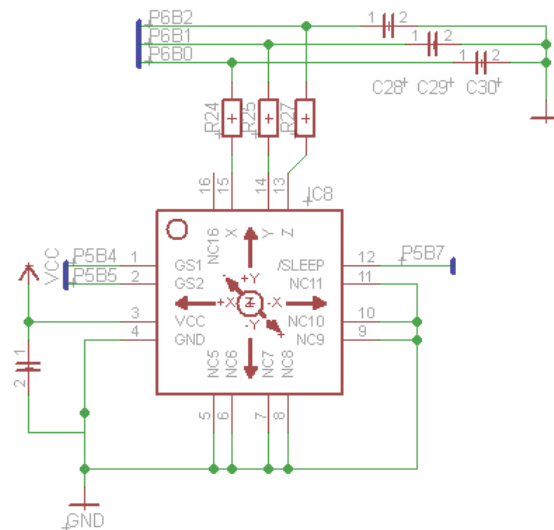
Die Funktionsweise der Schaltung ist an das Prinzip der Selbsthaltung aus der Relais-technik angelehnt. Über eine Betätigung (Drücken) des Tasters *S4* werden die MOSFET-Schalter *T9* und *T7* mit Spannung am Gate versorgt. Dadurch werden diese und auch der MOSFET *T1* leitend. An den Spannungswandler *IC21* wird die Akkuspannung angelegt und somit die komplette Schaltung mit einer Spannung von 3,3 V versorgt. Bei diesem Zustand beginnt der MSP430 zu arbeiten und legt ein Signal am Port *P1B1* auf High (Potenzial VCC bzw. 3,3 V). Dadurch wird der MOSFET *T8* welcher parallel zu *T7* ist leitend. Ab diesem Moment kann der Taster *S4* gelöst werden und die Selbsthaltung ist aktiviert. Bei erneuter Betätigung des Tasters *S4* wird dieser über *T9* signalisiert, welcher den Port *P1B0* von MSP430 steuert und auf Low (Potenzial GND bzw. 0V) zieht. Dieses Signal signalisiert dem Programm eine Aktion am Taster *S4*. Zum einen wird das System ausgeschaltet, wenn der Taster *S4* länger als 3 Sekunden gedrückt wird. Zum anderen beendet sich die Messung, wenn der Taster nur kurz betätigt wird. Zusätzlich zu den genannten Funktionen kann mittels des AD-Wandlers am Port *P6B6* die aktuelle Batteriespannung ermittelt werden.

Die Erfassung der Messdaten der unterschiedlichen Sensoren erfolgt auf verschiedene Arten. Folgende Möglichkeit der Datenerfassung ist für die analogen Sensoren geeignet. Die analogen Sensoren werden mit Hilfe des internen AD-Wandlers des MSP430F2618 ausgelesen. Der MSP430 besitzt 8x interne AD-Wandler, wovon 6x AD-Wandler für die Sensoren des BodyGuard-Systems genutzt werden. Die andere Möglichkeit der Datenerfassung ist für digitale Sensoren geeignet. Diese werden via Portleitungen oder mittels der internen Hardwareschnittstellen ausgelesen und nachfolgend verarbeitet.

Im Hardwarekonzept muss auch die Erfassung und Bearbeitung der physikalischen Größen mit den Sensoren bedacht werden. Für die Messung der Beschleunigung des Objektes

werden die Daten des zurückgelegten Weges mit dem Beschleunigungssensor MMA7260Q von Freescale erfasst. Anschließend wird die Beschleunigung aus den Daten über den zurückgelegten Weg berechnet, indem der zurückgelegte Weg nach der Zeit doppelt abgeleitet wird. Die Abbildung 32 veranschaulicht die Anbindung des Beschleunigungssensors *IC8* an den Mikrocontroller. Die Übermittlung der 3D-Bewegungsdaten des Sensors erfolgt über seine Signalleitungen X, Y und Z an die AD-Ports *P6B0 bis P6B2* des Mikrocontrollers. Die Signale werden dabei über die RC-Kombination *R24* mit *C30* als Hochpass-Filter geglättet.

Die Grenzfrequenz des Hochpasses wird über $f_c = \frac{1}{2\pi \cdot RC}$ berechnet und beträgt bei der verwendeten RC Kombination 15 Hz mit $R = 100 \text{ k}\Omega$ und $C = 100 \text{ nF}$. Das bedeutet, dass Frequenzen unterhalb von 15 Hz hardwaretechnisch herausgefiltert werden. Die gefilterten Signale des Beschleunigungssensors werden dann vom Mikrocontroller erfasst und mit einer Abtastrate von 1 kSPS bei einer Auflösung von 12 Bit weiterverarbeitet. Die Verarbeitung der Sensordaten zu Bewegungsdaten erfolgt vorerst auf dem PC,



soll aber später auf dem Mikrocontroller **Abbildung 32 Beschleunigungssensor, elektrische Anbindung** realisiert werden. Der Sensor hat zusätzlich noch die Möglichkeit, die Sensitivität (s. Tabelle 4) digital über die Portleitungen *P5B4/GS1* und *P5B5/GS2* einzustellen. Diese Einstellungsänderungen werden softwaretechnisch realisiert, wobei durch die Veränderung der Einstellungen die resultierende Spannung für 1 g verändert wird. Somit ist es möglich, eine hohe Sensitivität bei langsamen Bewegungen mit geringen Beschleunigungen auszuwählen und eine geringe Sensitivität wenn hohe Beschleunigungen auftreten. Diese höheren Beschleunigungen treten auf wenn sich die Bewegungsform ändert, wie zum Beispiel beim Übergang vom Laufen zum Rennen.

Tabelle 4 Sensitivitätseinstellungen des Beschleunigungssensor, MMA7260Q

P5B4 / GS1	P5B5 / GS2	Sensitivität (mV)/ Beschleunigung (g)
0	0	800 / 1,5
1	0	600 / 2
0	1	300 / 4
1	1	200 / 6

Die Steuerleitung *P5B7/SLEEP* setzt den Sensor in einen Stromsparmmodus. Diese wird aber beim BodyGuard-System nicht genutzt.

Für die Erfassung von Drehbewegungen werden drei piezoelektrische Gyroskope vom Typ ENC-03R der Firma Murata verwendet. Diese Gyroskope sind lageunabhängig und erzeugen eine analoge Spannung, die von der wirkenden Drehgeschwindigkeit um die bauteilspezifische Rotationsachse abhängig ist. Die Winkeländerung wird durch einmaliges Ableiten der gemessenen Funktionswerte ermittelt. Die nicht nutzbare Besonderheit an dem Sensor *SEN1* ist, dass dieser eine für den Sensor spezifische Referenzspannung liefert. Diese Referenzspannung *VREF* ist verschieden von der Ruhespannung *OUT*

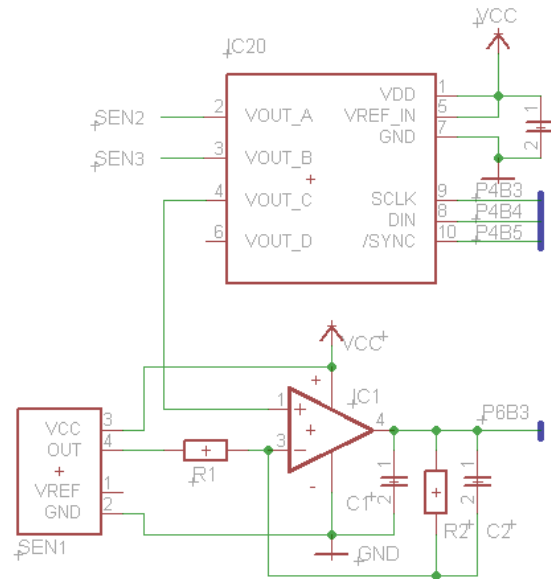


Abbildung 33 Gyroskope mit individueller Referenzspannung

des jeweiligen Sensors und somit für eine invertierenden Differenzverstärkung (Abbildung 33) mit virtueller Masse des Operationsverstärkers *IC1* nicht verwendbar. Mit Hilfe des vierkanaligen 10 Bit DA-Wandlers *IC20* wird individuell für jeden der drei Winkelsensoren die virtuelle Masse bzw. die neue Referenzspannung generiert. Dazu wird im Ruhezustand der Digitalwert des DA-Wandlers abwechselnd verändert, das heißt, die analoge Spannung an jedem Sensor (*VOUT_A* – *VOUT_C*) verändert sich, um den Sensor in den optimalen Arbeitspunkt zu versetzen. Diese analoge Spannung wird durch den AD-Wandler (*P6B3* – *P6B6*) des MSPs überprüft und gegebenenfalls nachgestellt. Die Ausgangsspannung des Sensors wird dabei auf die halbe Betriebsspannung *VCC* eingestellt, wodurch ein maximaler Arbeitsbereich von $\pm VCC/2$ ermöglicht wird. Die Schaltung aus Abbildung 33 hat neben der individuellen Referenzspannungseinstellung eine zusätzliche fest eingestellte Verstärkung für die Winkelgeschwindigkeit integriert. Die Verstärkung ist durch $R2 = 47\text{ k}\Omega$ und $R1 = 10\text{ k}\Omega$ auf eine Verstärkung von $V = -4,7$ voreingestellt. Der integrierte Tiefpassfilter hat eine Grenzfrequenz von 723 Hz bei der Beschaltung von $R1 = 10\text{ k}\Omega$ und $C2 = 22\text{ nF}$. Die Bewegungssensoren werden dabei wie auch die Beschleunigungssensoren mit einer Abtastrate von 1 kSPS erfasst.

$$V = \frac{U_{\text{Ausgang}}}{U_{\text{Eingang}}} = -\frac{R_{\text{Rückkopplung}}}{R_{\text{Eingang}}} \quad (44)$$

Die Bestimmung der absoluten Winkelausrichtung des BodyGuard-Systems erfolgt durch den 2-Achsen Kompass HMC6352 *JP6* der Firma Honeywell (Abbildung 34). Der digitale Kompass erfasst die Ausrichtungsänderung anhand der Magnetfeldlinien der Erde. Die Wahl eines 2D-Kompasses anstatt eines 3D-Kompasses ist begründet mit der Möglichkeit

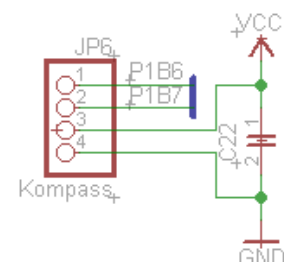


Abbildung 34 Kompass

der vertikalen Ausrichtung des Kompassmoduls auf der Platine. Dies wiederum lässt sich mit der aktuellen Trageposition, der Hüfte, erklären. Die Kommunikation mit dem Kompass erfolgt mittels einer I2C Schnittstelle an den Portleitungen *P1B6* und *P1B7*. Bei der I2C Kommunikation sind viele Module an einen gemeinsamen Bus angeschlossen und verfügen jeweils über eine umschaltbare Eingangs- bzw. Ausgangsdatenleitung und eine Taktleitung. Die Module werden mittels eines kleinen Protokolls adressiert und über einen Datenbefehl zu einer Aktion aufgefordert. Beim verwendeten Kompassmodul ist die Adresse 0x30 und bestimmt den aktuellen Winkel des Moduls mit einer Frequenz von 10 Hz und einer Genauigkeit von $\pm 0,5^\circ$.

Der Luftdrucksensor *MB5540C IC6* der Firma Intersema (Abbildung 35) wird über eine serielle Datenverbindung angelehnt an eine SPI-Übertragung, nur ohne Chip Select Leitung, an den MSP angekoppelt. Die Übertragung der Daten erfolgt in einem Master/Slave Modus. Die Daten werden über getrennte Datenleitungen, der Eingang ist *P4B2* und der Ausgang *P4B1*, übermittelt. Das Senden der Daten

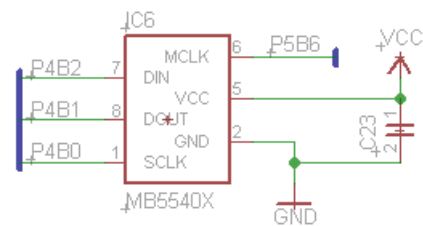


Abbildung 35 Luftdrucksensor

an den Empfänger erfolgt immer taktbezogen. Dies wird über die Taktleitung *P4B0* durchgeführt. Die Daten werden bei einer positiven Taktflanke² übertragen und bei einer negativen Taktflanke gelesen. Um die Funktionsweise des Luftdrucksensors zu gewährleisten, muss ein 32 kHz Taktsignal bereitgestellt werden. Dieser Takt wird vom MSP generiert und am Port *P5B6* angelegt. Der Luftdrucksensor bestimmt über eine abgeglichene Messbrücke den absoluten Luftdruck auf eine Nachkommastelle mit einer Genauigkeit von $\pm 1,5$ mbar. Der relative Fehler beträgt von Messung zu Messung maximal $\pm 0,5$ mbar. Dieser relative Fehler ist für das BodyGuard-System entscheidend, da die Änderung des Luftdrucks ab dem Startzeitpunkt der Messung in eine Höhenänderung umgerechnet wird und diese Höhenänderung ist relativ.

Das GPS-Modul *FSA03 IC10* der Firma Falcom (s. Abbildung 36) arbeitet mit dem Empfängerchip *UBX-G5010* der Firma u-Blox. Dieser zeichnet sich durch die gute Empfangsempfindlichkeit und die geringe Startzeit aus. Die Startzeit ist dabei die Zeit die der GPS-Empfänger benötigt, um die erste gültige GPS-Position zu ermitteln. Eine zusätzliche Verbesserung in Bezug auf die Lageunabhängigkeit ist durch die Sarantel Helix-Antenne (Abbildung 21) gegeben.

Die GPS-Daten werden mit einer seriellen UART-Kommunikation zum MSP übertragen. Dazu werden die hardwareunterstützten UART-Ports *P3B4* und *P3B5* verwendet. Das GPS-Modul wird über die Steuerleitung *P4B6* ein- und ausgeschaltet. Es ist aber auch möglich, dass über diese Leitung ein Softwareneustart bzw. Reset des GPS-Moduls durchgeführt wird.

² Als positive Taktflanke wird ein Wechsel des Logikpegels von Low nach High bezeichnet. Die negative Taktflanke ist entsprechend der Wechsel vom logischen High nach dem logischen Low.

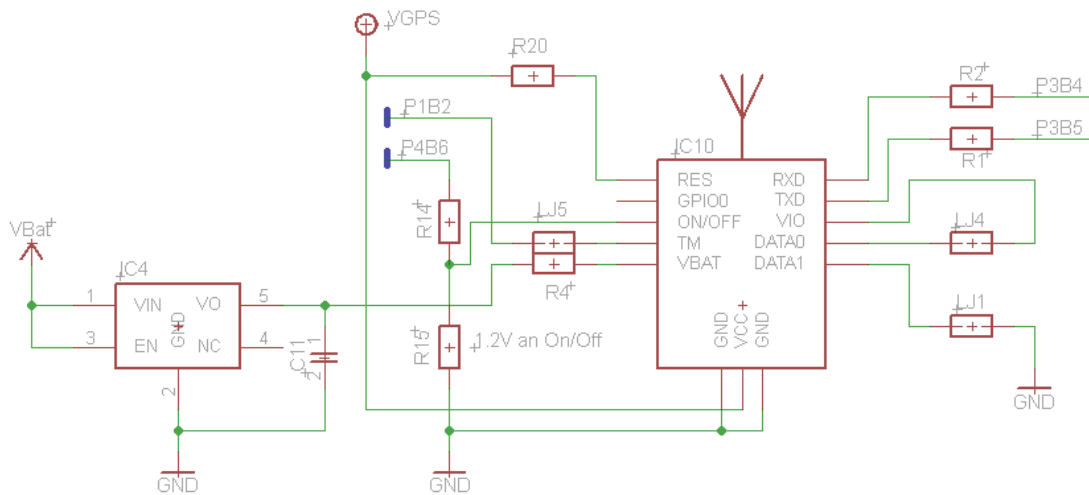


Abbildung 36 GPS Modul

Die Portleitung *P1B2* ist an dem Sekunden-Taktausgang des GPS-Moduls angeschlossen, so dass dem BodyGuard-System eine auf die Millisekunde genaue Uhrzeit zur Verfügung steht. Die Zeitinformationen werden aus dem GPS-Satellitensignal ermittelt und über die in dem Satelliten verbauten Atomuhren gespeist. Diese Zeit wird zur genauen Synchronisation bzw. exakten Abbildung der ermittelten Messdaten genutzt. Die aktuelle Position des Trägers des BodyGuard-Systems kann mit der exakten Zeit auf dem PC genau bestimmt werden.

Der Regler *IC4* reduziert die anliegende Batteriespannung des Lithium Polymer Akkus (LiPo-Akku) auf einen Wert unterhalb von 3,7 V. Dies wird zum Schutz des GPS-Empfängers durchgeführt, da die *VBAT* Spannung am *IC10* bei direkt angeschlossenem LiPo-Akku über 3,7 V sein kann und der GPS-Empfänger dann zerstört werden würde.

In Abbildung 37 ist der Schaltplan für die Stromversorgung des GPS-Moduls gezeigt. Der darin vorhandene zusätzliche Spannungsregler *IC13* bietet die Möglichkeit, über die Steuerleitung *P4B7* das GPS-Modul komplett von der Stromversorgung zu trennen und somit den Energieverbrauch zu reduzieren. Dies ist der Fall, wenn der Träger sich innerhalb eines Gebäudes befindet, die Verbindung zu den GPS-Satelliten unterbrochen ist und somit keine gültigen Positionsinformationen ermittelt werden können. Ab diesem Zeitpunkt wird die Energieversorgung des GPS-Empfängers unterbrochen und nur noch die Spannung *VBAT* über den Regler *IC4* zur Versorgung des internen Speichers für die aktuelle Satellitentabelle sowie die interne Real Time Clock zur Verfügung gestellt. Durch die Möglichkeit des Deaktivierens des GPS-Empfängers wird der Energieverbrauch des BodyGuard-Systems reduziert und somit die Gesamtlaufzeit erhöht.

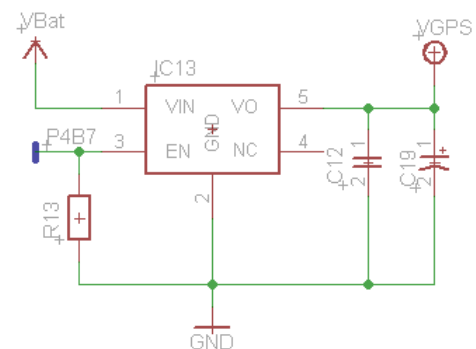


Abbildung 37 Schaltplan für die Stromversorgung des GPS-Moduls

Für die Bestimmung der Vitaldaten werden zwei unterschiedliche Sensoren genutzt. Der eine Sensor bestimmt die Temperatur und die relative Luftfeuchte. Der andere Vitalsensor empfängt das Signal eines codierten oder uncodierten Brustgurtes und ermöglicht so die Bestimmung des Herzschlags bzw. der Pulsfrequenz des Trägers. Zu beiden Sensoren werden im Folgenden detailliertere Informationen gegeben.

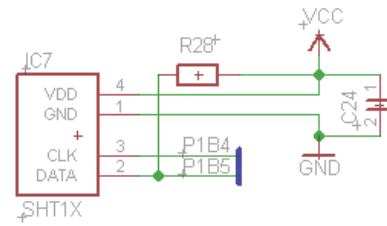


Abbildung 38 Schaltplan des Feuchtesensors

Die Temperatur- und die Luftfeuchtedaten des einen Vitalsensors (s. Abbildung 38) werden mit dem Kombi-Sensor SHT11 IC7 über ein dem I²C ähnlichen Protokoll ausgelesen. Dafür wird die Portleitung P1B4 die die Taktleitung repräsentiert verwendet. Die Datenleitung wird über die Portleitung P1B5 realisiert. Der Sensor liefert bei einem Messzyklus von 100 ms die Temperaturdaten auf 12 Bit und die Luftfeuchtedaten auf 8 Bit genau. Umgerechnet entspricht dies einer Genauigkeit von $\pm 0,2\text{ }^{\circ}\text{C}$ und $\pm 3,0\text{ \%RH}$. Der Luftfeuchtesensor der Firma Sensirion könnte die Daten auch präziser ermitteln, 14 Bit für die Temperatur und 12 Bit für die Luftfeuchte, da die Messzeit aber länger als 100 ms ist wird dieser Datenmodus nicht verwendet.

Die Daten des zweiten Vitalsensors (s. Abbildung 39), der Herzschlag und die Pulsfrequenz des Trägers werden über einen am Träger angebrachten Brustgurt an das Empfängermodul RMCM01 IC9, der Firma Polar, funkgestützt übermittelt. Das Empfängermodul empfängt die Signale und überträgt den Herzschlag als Zeitimpuls über den Port P2B2 und die Pulsfrequenz am Port P2B3 an dem MSP. Der MSP bestimmt dann aus dem Abstand zweier Impulse den Puls und die Herzfrequenz des Trägers. Die Steuerleitung P2B4 ermöglicht einen Reset des Empfängermoduls und eine somit verbundene Trennung der Funkverbindung und den Wiederaufbau einer neuen Verbindung zu einem neuen ober dem gleichen externen Brustgurt.

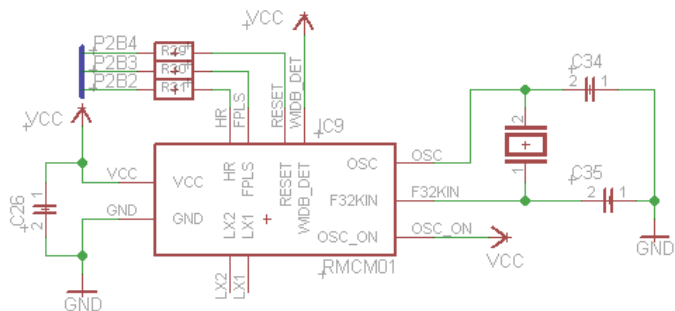


Abbildung 39 Polar Herzschlagempfänger

Die Übermittlung der erfassten Bewegungs- und Vitaldaten ist auf zwei verschiedene Arten möglich: drahtgebunden oder drahtlos. Bei der drahtgebundenen Datenübertragung werden die Messwerte von einer RS232 Schnittstelle an einen USB-Konverter (FTDI RT232RL IC12 der Firma FTDI) übergeben und anschließend in die USB-Pakete konvertiert (Abbildung 40). Dann werden diese Daten über die UART-Schnittstelle des MSPs P3B6-P3B7 an die UART-Schnittstelle des FTDI-Chips RXD-TXD übertragen. Die Übertragungsgeschwindigkeit kann dabei von 300 Baud bis zu 1 Mbaud eingestellt werden. Im BodyGuard-System wird eine Übertragungsrate von 921,6 kbaud verwendet. Diese Übertragungsgeschwindigkeit stellt ein

Optimum aus interner Verarbeitung und minimaler Übertragungszeit bei maximaler Reaktionszeit auf eingehende und ausgehende Befehle des MSPs dar. Die zu übertragenden Daten werden am Port *P3B6* versandt und vom FTDI-Chip am *RXD* Pin empfangen. Anschließend werden die Daten an die USB 2.0 Schnittstelle *USB-DM* und *USB-DP* übergeben und in ein standardisiertes USB-Paket integriert. Bei der Übertragung zum BodyGuard-System ist die Arbeitsweise identisch. Die Schnittstellen sind am MSP *P3B7* bzw. am FTDI-Chip *TXD* angeschlossen. Das BodyGuard-System wird über die USB-Verbindung zusätzlich mit Energie versorgt. Dafür ist es erforderlich, ein USB-Kabel an die Mini-USB-Buchse *CON2* und den PC oder auch ein externes USB-Ladegerät anzuschließen. Die Spannung des USB-Ports wird durch den USB-Konverter *IC12* und die Schaltung des MOSFETs *T2* gesteuert. Aufgrund dieser Steuerungsmöglichkeiten des *IC12* mit dem MOSFET *T2* wird einer ungewollten Belastung des USB-Ladesystems vorgebeugt. Der MOSFET *T2* mit dem nachfolgend angeschlossenen Akku wird erst nach abgeschlossener Initialisierung des USB-Posts aktiviert. Die bereitgestellte Spannung *VUSB* wird in dem Spannungs- und Ladekonzept integriert wie in Abbildung 31 gezeigt.

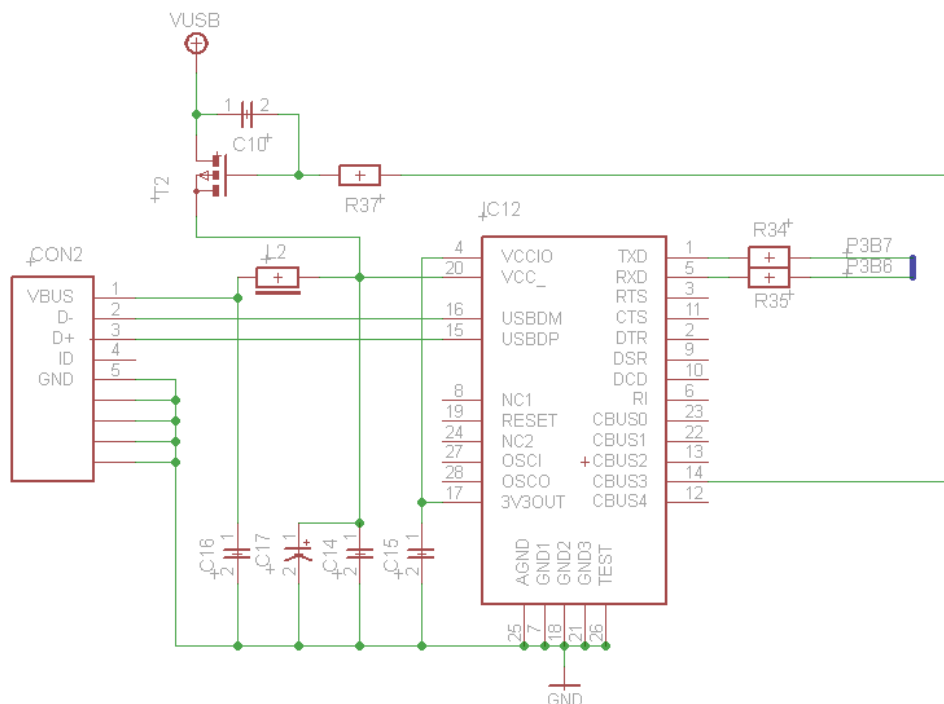


Abbildung 40 Schaltplan der USB zu RS232 Konverter

Die drahtlose Kommunikation erfolgt über das Modul PAN2355 *IC11* von Panasonic (s. Abbildung 41). In seiner Funktionsweise baut dieses Modul auf dem Funkchip von Texas Instruments, dem CC1101, auf. Außerdem beinhaltet es alle funkrelevanten Peripheriekomponenten des CC1101. Die Funkübertragung erfolgt paketorientiert und kann softwaretechnisch mit unterschiedlichen Datenübertragungsraten zwischen 0,6 kBaud bis zu 500 kBaud erfolgen und ist im verwendeten Modul bei einer 2-FSK Codierung auf 400 kBaud eingestellt. Diese Übertragungsgeschwindigkeit hat sich in den Voruntersuchungen als optimaler Wert herauskristallisiert bezogen auf den Energiebedarf und die Sende- bzw. Empfangsreichweite und wird deshalb beim BodyGuard-System verwendet. Die

Empfangsreichweite wird zusätzlich durch die Wahl der verwendeten Antenne beeinflusst. In dieser Arbeit wurden eine Helix-Antenne *ANT1* und eine Chip-Antenne *ANT2* getestet, wobei sich in Versuchen gezeigt hat, dass die Helix-Antenne die optimalere Lösung für den Einsatz im BodyGuard-System ist. Der Vorteil der Helix-Antenne ist die Lageunabhängigkeit der Signale vom BodyGuard-System. Der Nachteil bei der Chip-Antenne ist das ungünstige Empfangs- und Sendeverhalten, wenn sie sich nicht in der optimalen Befestigungsposition befindet. Dies war ausschlaggebend für die Wahl der Helix-Antenne.

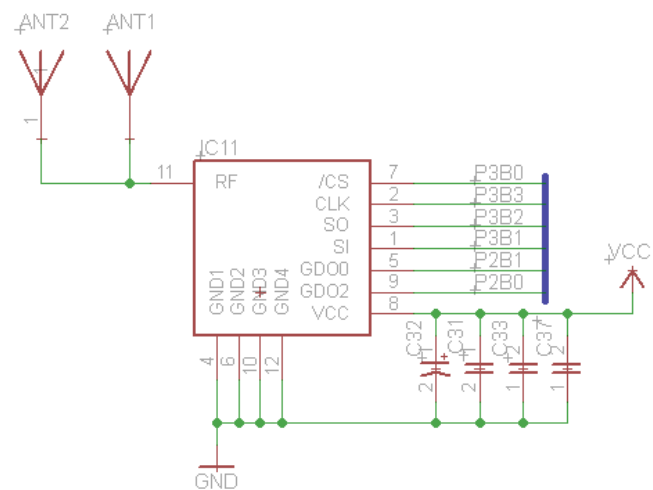


Abbildung 41 Schaltplan der Funkkommunikation PAN2355

Die Datenkommunikation zwischen dem MSP und dem CC1101 wird über eine SPI-Schnittstelle *P3B0-P3B3* ermöglicht. Sie wird durch zwei zusätzliche Steuerleitungen, *P2B0* und *P2B1*, an den Funkchipleitungen, *GDO0* und *GDO2*, unterstützt. Die Steuerleitungen signalisieren zum Beispiel, dass ein Paket gerade versandt wird bzw. empfangen wurde. Bestimmt man nun die exakte Zeit vom Versenden eines Paketes bis zum Empfangen eines Antwortpaketes kann man die Entfernung zwischen diesen beiden BodyGuard-Systemen bestimmen und als ein RTOF (Round Trip of Flight) Laufzeit- und Entfernungsmesssystem verwenden.

Die Funkübertragung ist paketorientiert das bedeutet, dass die Daten in Paketen von jeweils 64 Byte versendet werden. Für die Übertragung via Funk wird eine Funkgegenstation benötigt. Diese Gegenstation ist in Form eines USB-Sticks (siehe Abbildung 42) entwickelt worden. Dieser USB-Stick arbeitet mit den gleichen Komponenten wie das BodyGuard-System und wird deshalb nicht näher beschrieben.



Abbildung 42 Aufbau des USB-Sticks

Zusätzlich zu den Sensoren und den Kommunikationsarten ist im BodyGuard-System noch eine mechanische und visuelle Interaktion integriert (Abbildung 43). Wie schon im oberen Teilabschnitt „Energiekonzept“ beschrieben wird mit dem Taster *S4* über den nachfolgenden MOSFET *T2* das Gesamtsystem aktiviert bzw. de-aktiviert. Zusätzlich wird über den Taster *S4* ein Signal an die Interruptleitung *P1B0* gesendet. Eine weitere Möglichkeit, das System zu steuern, bietet der Taster *S1*. Bei einer Betätigung wird dies an der Portleitung *P1B3* erfasst und dann softwaretechnisch ausgewertet. Mit Hilfe dieser beiden Taster sind das Ein- und Ausschalten des Moduls, das Starten bzw. Stoppen eines

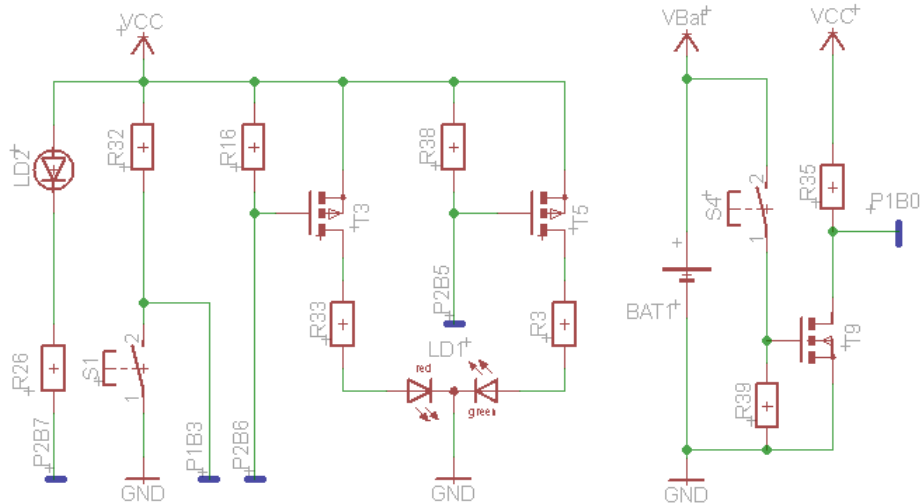


Abbildung 43 Taster und LEDs

Programmes und die Konfiguration des BodyGuard-Systems möglich. Der aktuelle Zustand kann mit der LED *LD1* (kombinierte rot/grün LED), deren Schaltung über die Portleitungen *P2B5* und *P2B6* erfolgt, angezeigt werden. Zusätzlich ist eine blaue LED *LD2* integriert, welche Sonderzustände wie die Betriebsart Positionsbestimmung darstellen kann.

Platinenlayout

Das entwickelte Platinenlayout in der aktuellen Version HW-1 für das BodyGuard-System ist in den nachfolgenden Abbildungen Abbildung 44 bis Abbildung 47 dargestellt. Die Abbildungen verdeutlichen die Komplexität der Entwicklung von den Überlegungen zur optimalen Positionierung der Bauteile bis zur zusätzlichen Spannungsstabilisierung der Stromversorgung der einzelnen Sensoren. Weiterführend ist die dreidimensionale Verlegung aller Leiterbahnen die zur Umsetzung der Schaltung notwendig sind in den nachfolgenden Abbildungen veranschaulicht.

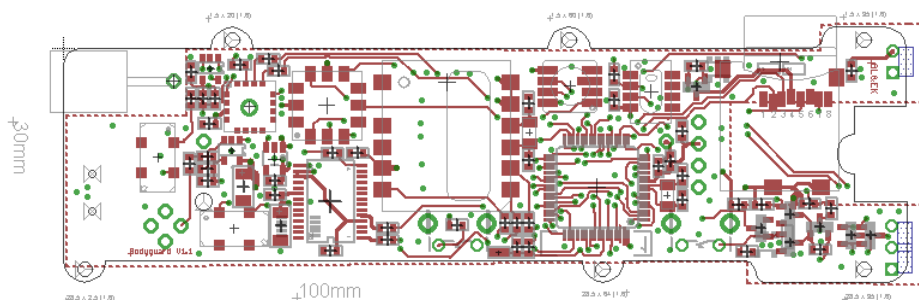


Abbildung 44 Platinenlayout - Layer 1

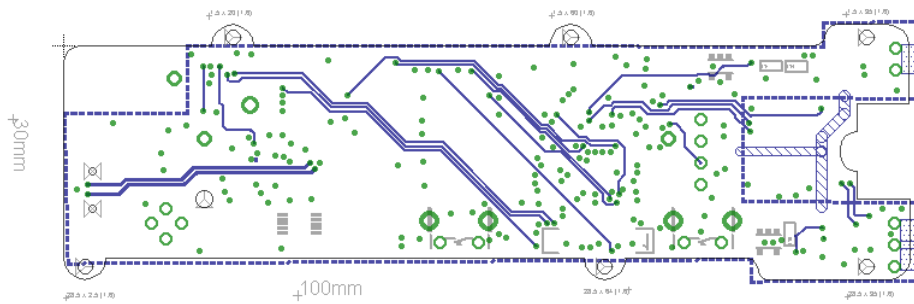


Abbildung 45 Platinenlayout - Layer 2

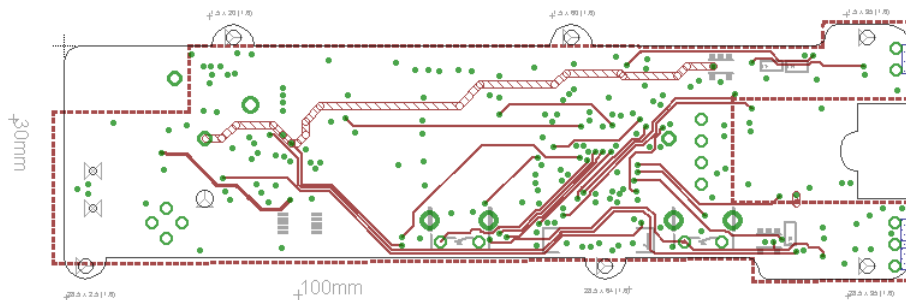


Abbildung 46 Platinenlayout - Layer 3

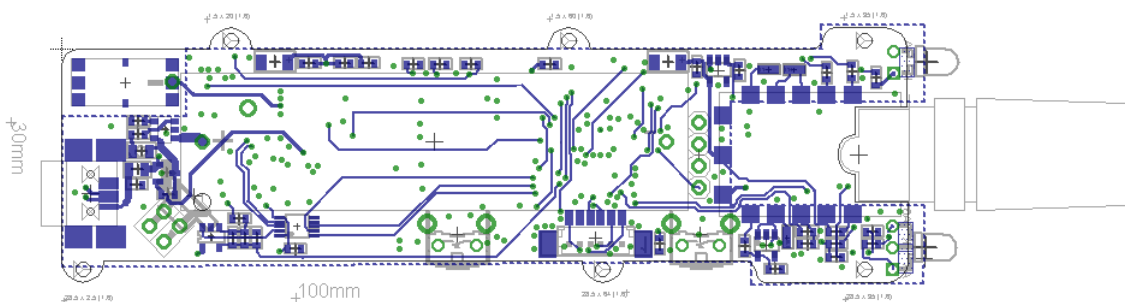


Abbildung 47 Platinenlayout - Layer 4

Die Platine mit allen elektronischen Komponenten hat die technischen Abmaße von 100x30x25 (LxBxH in mm), was einem Volumen von 75 cm^3 entspricht. Das Volumen erhöht sich durch das realisierte Gehäuse auf 181 cm^3 (115x45x35).

3.5 Zusammenfassung

Im Kapitel 3 „BodyGuard-System“ wurde der technische Aufbau des im Rahmen der Doktorarbeit entwickelten Systems erörtert und im Detail vorgestellt. Die einzelnen Abschnitte beschreiben detailliert:

- die verwendeten Sensoren und deren Eigenschaften
- die Auswahl der richtigen Sensorposition
- die entwickelte Schaltung und die Anbindung an einen Mikrocontroller sowie
- die Überführung der Sensorsignale auf die Bewegungssignale.

4 Kalibrierung

Die Kalibrierung der Sensoren ist ein zentraler Aspekt dieser Arbeit, da die Qualität der Positionsbestimmung mit dem BodyGuard-System maßgeblich von der Genauigkeit der erfassten Sensordaten abhängig ist. Durch die Kalibrierung wird die Möglichkeit geschaffen die resultierenden Messwerte des jeweiligen Sensors (Beschleunigungs-, Magnetfeld- und Gyroskopsensor) an den ortsbezogenen Erdnormalen der Erdbeschleunigung und des Magnetfeldes abzubilden. Im folgenden Abschnitt werden die einzelnen Schritte der Kalibrierung vorgestellt mit dem Ziel den Sensorfehler zu korrigieren. Zunächst werden im Kalibrierprozess die Überföhrungsfunktionen der verschiedenen Sensoren ermittelt, welche es ermöglichen eine Bewegung zu berechnen. Anschließend werden für die Berechnung der Bewegung die aktuellen resultierenden AD-Werte genutzt und zu den Sensitivitätswerten in Bezug gesetzt. Die Sensitivitätswerte werden im weiteren Verlauf dieser Arbeit immer weiter optimiert mit dem Ziel den Fehler bei der Bestimmung des zurückgelegten Weges und damit bei der Bestimmung der aktuellen Position zu minimieren.

4.1 Definition: Messen, Messabweichung und Messunsicherheit

Dem Messen von elektrischen Größen sowie der Ermittlung von Messgrößen liegt die DIN 1319 zu Grunde. In dieser DIN werden die Messtechniken vorgestellt und in den folgenden Rubriken definiert: Begrifflichkeiten, Messmittel und deren Anwendung, Bestimmung des Wertes einer einzelnen Messgröße [DIN1319-3] und Bestimmung von mehreren Messgrößen [DIN1913-4] zur Überföhrung in andere Größen. Die DIN 1319-3 erörtert zusätzlich den Umgang und die Handhabung mit einer gegebenen Messunsicherheit einer einzelnen Messgröße für die Auswertung einer durchgeföhrten Messung. Der vierte Teil der Norm DIN1319-4 beschreibt, wann eine Ausgleichsrechnung bei der Auswertung einer Messung durchzuföhren ist.

Definition Messen: „Ausföhrung von geplanten Tätigkeiten zum quantitativen Vergleich der Messgröße mit einer Einheit“. [DIN1319-1]

Zusätzlich zu der Bestimmung einer Messgröße sind die Erfassung und die Darstellung dieser gemessenen Größen wichtig. Sie können mit „analogen“ oder „digitalen“ Messgeräten visualisiert werden. Die Messgeräte ermitteln die Messgrößen zeitbezogen, wie in der DIN 43751-3 für analoge Messgeräte [DIN43751-3] und bei digitalen Messgeräten in der DIN 43751-4 [DIN43751-4] festgehalten ist. In der DIN 43751 ist festgeschrieben welche Messgrößen in Datenblättern aufgeföhrt und welche Angaben zur Messabweichung und Messunsicherheit im Datenblatt enthalten sein müssen. Des Weiteren wird der Begriff des „Digit“ als Ziffer für die digitale Darstellung von Messgrößen spezifiziert.

Definition Messabweichung: „Die Abweichung eines aus Messungen gewonnenen Wertes vom wahren Wert der Messgröße“ [DIN1319-1]

Definition Messunsicherheit: „Aus Messungen gewonnener Kennwert, der zusammen mit dem Messergebnis zur Kennzeichnung eines Wertebereiches für den wahren Wert der Messgröße dient.“ [DIN1319-1]

Es wird bei der Messunsicherheit zwischen einer „absoluten“ und einer „relativen“ Messabweichung unterschieden.

$$F = x_a - x_r \quad (45)$$

Die **absolute Messabweichung** F ist die Differenz des vom Messgerät bestimmten Wertes x_a und des richtigen bzw. wahren Messwertes x_r (Gleichung (45)). Die absolute Messabweichung hat dabei dieselbe Einheit wie die Messgröße.

Die **relative Messabweichung** wird wie in Gleichung (46) beschrieben aus dem Verhältnis der absoluten Messabweichung F zum richtigen Messwert x_r bestimmt und einheitenlos als Prozent „%“ oder Promill „‰“ Angabe angegeben.

$$F = \frac{F}{x_r} = \frac{x_a - x_r}{x_r} = \left(\frac{x_a - x_r}{x_r} \right) * 100\% \quad (46)$$

$$\sigma_x := \sqrt{\text{Var}(X)} \quad (47)$$

Zusätzlich zum absoluten und relativen Messfehler wird noch eine Standardabweichung σ_x [WiSt12] zu einer nachfolgenden Messung berücksichtigt. Diese Abweichung beschreibt die **Messtabilität** eines Messsystems über einen Zeitraum, eine Temperatur oder eine andere äußere Größe X . Dabei wird der eigentliche Messwert nicht verändert. Die Messtabilität wird in der gleichen Einheit wie die Messgröße angegeben und entspricht der Standardabweichung σ_x , wie in Gleichung (47) veranschaulicht.

Unter der Annahme von kontinuierlichen Messwerten wird die Schätzung S der Standardabweichung sowie die Bestimmung des aktuellen Wertes X_i und des empirischen Mittelwertes \bar{X} über eine Anzahl von Proben n berücksichtigt (Gleichung (48)).

$$S = \sqrt{S^2} := \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})^2} \quad (48)$$

$$s = \sqrt{\frac{1}{n-1} \left[\left(\sum_{i=1}^n x_i^2 \right) - \frac{1}{n} \left(\sum_{i=1}^n x_i \right)^2 \right]} \quad (49)$$

Der Verschiebungssatz der Statistik und der Satz des dynamischen Mittelwerts $\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i$ über die letzten n Proben wird angewandt, um die Abweichung s wie in Gleichung (49) ersichtlich ist zu bestimmen.

Dieser Ansatz zur schnellen und speichersparenden Bestimmung der Messwertstabilität über die Standardabweichung wird in [Knut07] für kontinuierlich laufende Messungen detailliert beschrieben und veranschaulicht.

4.2 Kalibrierung unter Verwendung der Datenblattwerte

Die verschiedenen analogen und digitalen Sensoren haben alle einen herstellungsspezifischen Sensorwert. Dieser Sensorwert beschreibt das Verhalten des Sensors bei einer rechtmäßigen Handhabung. Folgende Sensorwerte sind z. B. für den Beschleunigungssensor MMA7260Q gegeben. Die typische Ruhelage des Beschleunigungssensors bei 0 g befindet sich bei $VCC/2$, was eine Spannung von 1,65 V repräsentiert. Bei einer verwendeten Sensitivität von 1,5 g liegt der typische Sensitivitätswert bei 800 mV/g für eine wirkende Beschleunigung auf den Sensor. Die Bezeichnung „typisch“ deutet schon auf eine herstellungsspezifische Streuung der Ruhelage und Sensitivität hin. So ist der Sensitivitätswert für den MMA7260Q zwischen minimal 740 mV/g bis maximal 860 mV/g und die Ruhespannung ist von minimal 1.485 V bis maximal 1,815 V angegeben. Die Streuung des Sensitivitätswertes der Beschleunigung beträgt laut Datenblatt ± 60 mV/g, was zu einem reinen Beschleunigungssignalfehler von bis zu $\pm 7,5$ % führen kann. Der Fehler der Ruhespannung bei 0 g beträgt ca. ± 115 mV laut Datenblatt und liegt somit bei einem Ruhewertfehler von ± 10 %. Diese Fehler können auf jeder der drei Achsen mit unterschiedlichen Vorzeichen, anderen Größenordnungen sowie auch additiv zueinander auftreten. Der gleiche Fehlereffekt tritt auf, wenn man aus den Datenblattwerten des Winkelsensor ENC-03 die Winkeländerung bestimmt der Fehler ist mit ± 5 % angegeben.

Für den digitalen 2D-Magnetfeldsensor wird der Winkel des Erdmagnetfeldes zwischen 0° und $359,9^\circ$ ermittelt mit einer Auflösung von $0,1^\circ$ und mit einer Genauigkeit bzw. einem absoluten Messfehler von $\pm 2,5^\circ$. Der relative Fehler des bestimmten Winkels des Erdmagnetfeldes ist mit $\pm 0,5$ % gegeben. Bei einer Wiederholungsmessung die alle 100ms durchgeführt werden kann wird eine Abweichung der absoluten Position von $\pm 1^\circ$ zu dem ermittelten Wert der vorherigen Messung bestimmt. Dieser Fehler ist im Datenblatt dokumentiert. Eine Einschränkung bezüglich der Genauigkeit soll an dieser Stelle noch erwähnt werden: Die vorher genannten Ergebnisse erzielt der Magnetfeldsensor nur, wenn die interne Kalibrierung durchgeführt wird und der Sensor zur Kalibrierung zweimal um die eigene Achse gedreht wurde. Wenn die Kalibrierung nicht durchgeführt wurde können die Werte um bis zu 180° Grad abweichen, was eine Invertierung des Richtungssinns bedeutet und eine Nutzung des Sensors verhindert. Die zweimalige Drehung des Sensors um die eigene Achse ist notwendig, damit der Magnetfeldsensor an dem aktuellen Erdmagnetfeld der Umgebung ausgerichtet wird. Den Einfluss durch das umgebende (globale) Magnetfeld auf den Magnetfeldsensor nennt man den „Soft-Iron“ Effekt. Durch die Kalibrierung [Free13] kann der Magnetfeldsensor auch in starken lokalen Magnetfeldern verwendet werden. Vom „Hard-Iron“ Effekt wird bei Magnetfeldern gesprochen, die permanent in der direkten und unmittelbaren (lokalen) Umgebung des Sensors auf ihn wirken. Die lokale Umgebung ist zum

Beispiel die Platine oder die Batterie. Das von außen wirkende Magnetfeld spielt bei diesem Effekt keine Rolle. Diese lokal verursachten Magnetfelder beeinflussen permanent die Ergebnisse des Sensors und verursachen dadurch ebenfalls eine fehlerhafte Winkelbestimmung.

Der digitale Luftdrucksensor ist vom Hersteller kalibriert und bestimmt den absoluten Luftdruck zwischen 10 mbar und 1100 mbar bei einer Auflösung von 0,1 mbar mit einer Abtastrate von 10 Hz. Der absolute Fehler des Luftdrucksensors ist $\pm 1,5$ mbar und der relative Fehler ist 0,15 %. Bei einer erneuten Messung des Luftdrucks ist der relative Fehler zum absoluten Messwert $\pm 1,0$ mbar.

Eine zuverlässige Berechnung der Position mittels der Datenblattwerte der einzelnen verwendeten Sensoren ist aufgrund der vorhergehend getroffenen Aussagen nicht gewährleistet. Die mit der Kalibrierung auf Grundlage der Datenblattwerte erreichbaren Ergebnisse für die Positionsermittlung, die Ausrichtung des Systems oder die Lagebestimmung innerhalb und außerhalb von Gebäuden bzw. die Bestimmung der Höhenänderung mit den analogen und digitalen Sensoren sind ohne Kompensationsrechnung nicht ausreichend genau. In der nachfolgenden Tabelle 5 sind alle Parameter der verwendeten Sensoren im Überblick mit Angabe der jeweiligen Genauigkeiten die dem Datenblatt entlehnt sind dargestellt.

Tabelle 5 Messbereiche, Messfehler und Genauigkeiten der verwendeten Komponenten

Komponente	Messbereich	absoluter/relativ Messfehler	Empfindlichkeit	Genauigkeit
MMA7260Q 3D Beschleunigungssensor	1,5g/2g/4g/6g 800 mV/g bei 1,5 g Sensitivität /	abs. ± 60 mV/g	$\pm 0,02$	$\pm 4,7$ mVrms
ENC-03 1D Gyroskop	± 300 deg/s	abs. $\pm 0,67$ mV/deg/s	*	lin. $\pm 5\%$ FS
HMC6352 2D Magnetfeldsensor	0-360° zwischen 0,1 – 0,75 Gauss	abs. $\pm 2,5^\circ$ / 1%	$\pm 0,1^\circ$	$\pm 2,5$ degrms
MS5540C Luftdrucksensor	10 – 1100 mbar & -40 – 85°C	abs. $\pm 1,5$ mbar, rel. $\pm 0,5$ mbar	$\pm 0,1$ mbar	± 5 LSB
FSA03 GPS-Modul	weltweit	abs. $\pm 2,5$ m CEP	$\pm 0,1$ m	± 2 m

*Durch die externe Verstärkung von 4,7 (siehe Kapitel 3.4, Hardwarekonzept) kann die Empfindlichkeit nicht exakt angegeben werden.

Die „reine“ Übernahme der Datenblattwerte zur Ermittlung der gesuchten Position einer Person ist nicht empfehlenswert. Die resultierenden Fehler aus dieser einfachsten Form „der Kalibrierung“ können eine Positionsbestimmung unmöglich machen. Ein Vorteil und gleichzeitig ein Nachteil ist, dass die Integration der datenblattbasierten Kalibrierung in eine Software stark vereinfacht und für alle Geräte identisch ist.

4.3 Einmalige statische Kalibrierung

Die Einführung einer einmaligen statischen Kalibrierung ist notwendig, um die individuellen Eigenschaften der genutzten Sensoren zu bestimmen. Unter anderem sollen die reale Ruhelage, die Werte der Sensitivität des Beschleunigungssensors sowie die Winkelauflösung des Gyroskops bestimmt werden. Mit dem in Abbildung 48 dargestellten Aufbau wurde diese Art der Kalibrierung realisiert. Mit der gezeigten Konstruktion ist es möglich, definierte Koordinaten einzustellen, einen definierten Winkel vorzugeben und somit eine definierte Bewegung durchzuführen. Mit der definierten Bewegung können alle Sensordaten aufgenommen und zu einem sensorspezifischen Kalibrierdatensatz umgeformt werden. Diese Sensordaten (x_a , y_a und z_a) werden je nach Lage und Ausrichtung des Systems einer Achse und einem Beschleunigungswert zugeordnet. Die Erfassung der Kalibrierwerte erfolgt dabei in zwei Phasen. Bei der ersten Phase, einer Drehbewegung, werden die Kalibrierdaten für das Gyroskop ermittelt und bei der zweiten Phase, der Ruheposition, die Daten für den Beschleunigungssensor bestimmt.

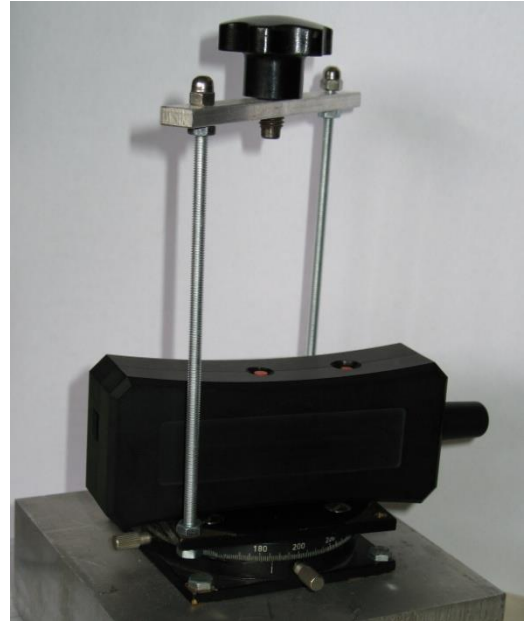


Abbildung 48 Kalibriervorrichtung zur Bestimmung der realen Ruhewerte

Die Bestimmung des Kalibrierwertes des Gyroskops Cal_{roll} (Gleichung (50)) erfolgt aus einem Integral über n Einzelmessungen geteilt durch die Winkeländerung φ_{roll} an der Kalibriervorrichtung. Dieses Integral setzt sich zusammen aus der Differenz der Ruhegeschwindigkeit $v_{0,roll}$ und der aktuellen Winkelgeschwindigkeit $v_{n,roll}$ der Roll-Achse.

$$Cal_{roll} = \left(\int_0^n (v_{0,roll} - v_{n,roll}) dt \right) / \varphi_{roll} \quad (50)$$

Der Kalibrierwert des Beschleunigungssensors Cal_x (Gleichung(51)) für den Beschleunigungswert Acc_x der x-Achse wird mit der einmaligen Kalibrierung bestimmt durch die Bildung der Mittelwerte von n Einzelmessungen in den jeweiligen Phasen.

$$Cal_x = \frac{\sum Acc_x}{n} \quad (51)$$

Bei der einmaligen Kalibrierung des BodyGuard-Systems ist es zusätzlich notwendig, die Lage des BodyGuard-Gehäuses manuell zu ändern und somit alle Ruhelagen im 3D Raum zu kalibrieren. Für die Kalibrierung der Ruhelage des Beschleunigungssensors wird die Position des Gehäuses für die 6 Ruhelagen der 3 Achsen mehrmals verändert. Die Ergebnisse sind in Diagramm 9 dargestellt.

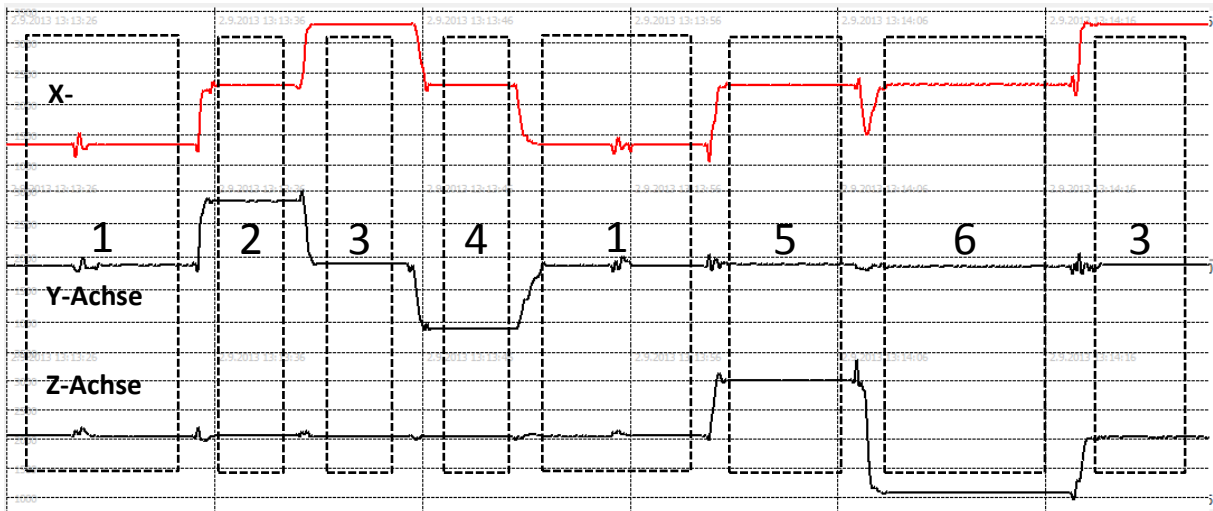


Diagramm 9 Ruhelagenkalibrierung des Beschleunigungssensor

Die eingesetzten Sensoren sichern ihre individuellen Sensorwerte in dem Speicher des Mikrocontrollers. Im Diagramm 10 wird der Vorteil der einmaligen statischen Kalibrierung gegenüber der reinen Werteübernahme aus dem Datenblatt veranschaulicht. Die blau gekennzeichneten Linien repräsentieren die Datenblattwerte. Die Abweichung zwischen den Datenblattwerten des Herstellers und den realen Werten dieses Sensors auf dem BodyGuard-System zeigen eine große Differenz. Die ermittelten kalibrierten Werte entsprechen jetzt eher den Anforderungen einer Positionsbestimmung. Mit diesen so ermittelten Sensordaten für die Ruhelage und die Abbildung der Auflösung von $\pm 1g$ individuell für jeden einzelnen Sensor reduziert sich der Fehler auf unter $\pm 2\%$.

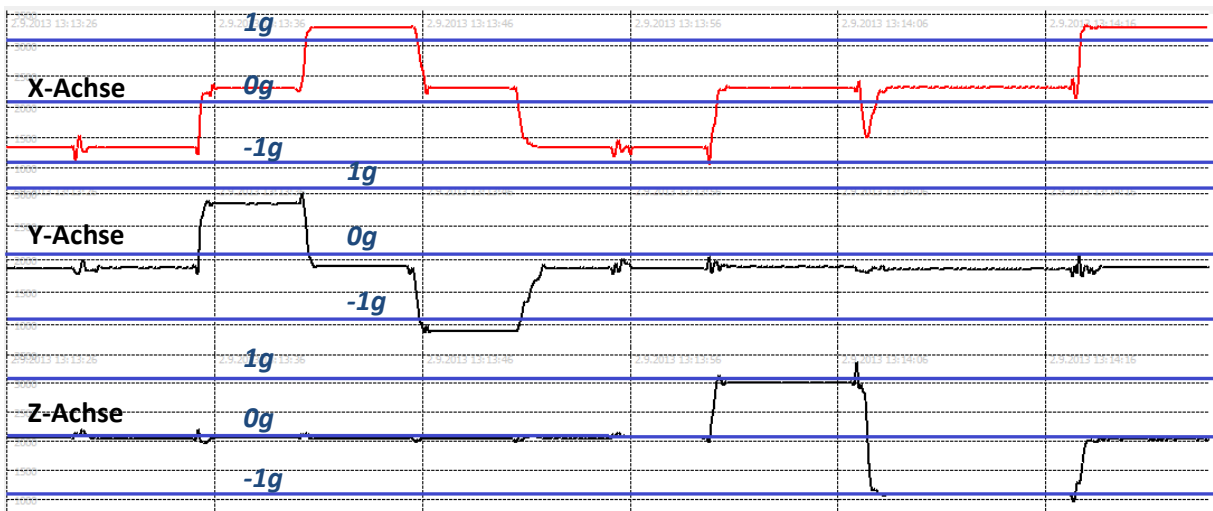


Diagramm 10 Einmalige statische Kalibrierung im Vergleich zu Datenblattwerten

Die manuelle einmalige statische Kalibrierung ermöglicht eine gute Fehlerabschätzung der verschiedenen Sensoren. Dieser Vorteil hebt sich auf durch den Nachteil, dass keine optimale Positionsbestimmung gewährleistet ist. Ein weiterer Vorteil dieses Verfahrens liegt in der einfachen Handhabung, da die Systeme nur vor dem allerersten Gebrauch kalibriert

werden müssen und die Kalibrierwerte der Sensoren in einer Konfiguration hinterlegt werden.

4.4 Dynamische Kalibrierung

Für die Korrektur der durch die Bewegung entstandenen Sensorfehler wird an dieser Stelle die dynamische Kalibrierung eingeführt. Mit der dynamischen Kalibrierung können systematische Fehler die bei der einmaligen statischen Kalibrierung auftreten ausgeglichen werden. Das Verfahren der dynamischen Kalibrierung entstand im Rahmen einer von mir betreuten Diplomarbeit [KALS12, Augu13] und eliminiert auftretende Fehler, die durch die statische einmalige Kalibrierung nicht behoben werden können. Die Fehler werden zum Beispiel verursacht durch:

- eine minimal geänderte Versorgungsspannung
- kleine Änderungen durch die DA-Wandlung
- eine kleine Änderung der Referenzspannung
- Asymmetrien in der Sensitivität der Sensor
- Fehlstellungen bei der Fertigung und Justierung der Analog- bzw. Digitalsensoren

und können durch die dynamische Kalibrierung behoben werden.

Diese Veränderungen des Setups treten bei jedem Einschalten bzw. Neustart des BodyGuard-Systems auf, so dass eine einfache und handhabbare Kalibrierung in das System integriert werden sollte. Dabei ist darauf zu achten, dass die Kalibrierung ohne zusätzliche Apparatur auskommt und die lokale Erdbeschleunigung nutzt.

Das Verfahren der dynamischen Kalibrierung beruht auf der Integration des mathematischen Prinzips der kleinsten Quadrate in das BodyGuard-System. Der quadratische Fehler des Systems wird über eine schrittweise Anpassung der einzelnen Parameter minimiert.

4.4.1 Modelltheorie

Das Verfahren der dynamischen Kalibrierung [KALS12] basiert auf der Annahme, dass sich jeder detektierte Wert eines 3D-Sensors welcher sich an dem Erdfeld orientiert auf der gekrümmten Oberfläche einer Kugel befindet. Daher werden die vorhandenen Fehler des Sensors wie Sensorrauschen oder Bewegungsoffsets und die Asymmetrie der einzelnen Sensoren vernachlässigt. Folglich beschreibt unter Annahme der Symmetrie das Zentrum der Kugel die Ruhestellung des Sensors. Der Radius der Kugel beschreibt die Verschiebung der bekannten Messgröße wie zum Beispiel die Feldstärke oder die Erdbeschleunigung. Dieses Abbildungsprinzip einer gekrümmten Oberfläche funktioniert nur bei Systemen mit übergeordnetem Bezugssystem. Bezugssysteme sind zum Beispiel das Schwere- und das Magnetfeld der Erde. Eine Einschränkung der eingangs getroffenen Annahme ist der Fehler der durch die Krümmung der Oberfläche auftritt. Für die Anpassung der Messwerte an die gekrümmte Oberfläche müssen Annahmen getroffen werden, wodurch wir ein Ellipsoid und

keine Kugel erzeugen. Dies äußert sich in der ersten Näherung darin, dass die 3D-Sensoren bezüglich ihrer Einzelsensoren unterschiedliche Sensitivität aufweisen. Die Wandlung der Einzelsensoren verursacht zusätzlich eine verrauschte Punktwolke von Messwerten die sich auf der gekrümmten Oberfläche des Ellipsoids abbilden. In der zweiten Näherung wird festgelegt, dass es keine Symmetrie der Sensorachsen gibt. Diese Näherung bezieht sich auf den realen Fall. Der Grund für die fehlende Symmetrie liegt zum einen in der unterschiedlichen Skala bei der analogen Messwernerfassung und zum anderen in der Verzerrung des emittierten Feldes. Die Näherungen die getroffen werden müssen um ein möglichst reales Modell zu veranschaulichen, sind verantwortlich für die schrittweise Entwicklung von einem „idealen“ zu einem „realen“ Modell zur Bestimmung der Kalibrierwerte eines Ellipsoids aus einer verrauschten Punktwolke von Sensorwerten. Die drei nachfolgenden Modelle erläutern die verwendeten Näherungen bei der Modellbildung.

Das ideale Modell

Theoretisch gibt das ideale Modell unter Berücksichtigung eines idealen, unverzerrten, fehlerfreien Sensors die Umwelt wieder, wie z. B. magnetische Feldlinien. Die gemessenen Sensordaten werden auf der gekrümmten Kugelfläche genau abgebildet. Aus dieser idealen Abbildung ergibt sich, dass die Summe aller Abweichungen des Kugelmodells immer Null ist. In diesem Fall sind vier linear unabhängige Messwerte ausreichend, um eine eindeutige Kugel zu bestimmen. Abbildung 49 zeigt die Lage der gemessenen Sensordaten (schwarze Punkte bzw. Linie) auf dem Kugelmodell im Idealfall. In der praktischen Arbeit ist dieses ideale Modell nicht passend und nicht anwendbar.

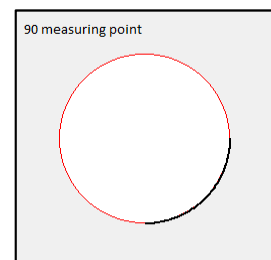


Abbildung 49 Das ideale Modell, alle Messwerte auf dem Radius der Kugel

Das symmetrische Modell

Das gängigste Modell, das in der Praxis aufgrund seiner Einfachheit angewandt wird, ist das symmetrische Modell. Dieses Modell verwendet die mathematische Methode der kleinsten Quadrate, um den Wert des Kugelradius zu bestimmen. Es basiert auf der Annahme einer Normalverteilung des Messwertes, der als verteilte Punktwolke mit einem Radius $r = r_x = r_y = r_z$ um die gekrümmte Oberfläche zu sehen ist. In Abbildung 50 ist die Verteilung der Messwerte dargestellt. Die Messwerte sind mit schwarzen Punkten gekennzeichnet.

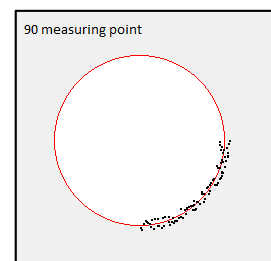


Abbildung 50 Symmetrisches Modell, alle Messwerte in einer Punktwolke um den Radius der Kugel

Das asymmetrische (reale) Modell

Das asymmetrische Modell baut auf dem symmetrischen Modell auf und hat im Vergleich eine höhere Anzahl von Freiheitsgraden, wodurch Sensorfehler eliminiert werden. Daher wird der Radius r in die Radien der Achsen r_x , r_y und r_z aufgespalten.

Auf der Grundlage dieses Modells werden Skalierungsfehler bei der Kalibrierung sowie die verschiedenen Achsen der Sensoren oder Verzerrungen in den gemessenen Achsen

berücksichtigt. In Abbildung 51 ist die Verteilung der Messwerte als verteilte Punktwolke mit den verschiedenen Radien $r \neq r_x \neq r_y \neq r_z$ um die gekrümmte Oberfläche visualisiert. Dieses Modell ermöglicht eine Verbesserung der Genauigkeit bei der Positionsbestimmung. Wir können asymmetrische Fehler welche konstruktiv bedingt sind entfernen. Ebenso ist es möglich mittels dieses Modells externe Störungen der einzelnen Sensorkomponenten oder Temperatureinflüsse im laufenden Prozess zu eliminieren bzw. zu korrigieren.

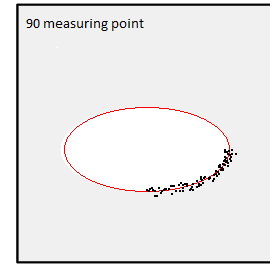


Abbildung 51 Reales Modell, Messwerte auf der Mantelfläche eines Ellipsoides

Bestimmung des Modellparameters: Radius der Kugel

Die Methode der kleinsten Quadrate ist für die Ermittlung der quadratischen Abweichung aus beliebigen Messwerten auf einer gekrümmten Oberfläche einer geschätzten Kugel nach [Dama88], [Stra09] anwendbar. Grundlage ist die mathematische Annäherung (Iteration) über alle gemessenen Werte an eine Abbildung auf einer kugelförmigen Oberfläche. Die Iteration wird dabei solange wiederholt bis es keine Verbesserung des möglichen quadratischen Gesamtfehlers mehr gibt das bedeutet, bis die Messwerte auf der Kugel abgebildet werden. Die Iteration endet in einem lokalen minimalen Radius der nicht notwendigerweise dem globalen minimalen Radius entspricht.

$$F(x, y, z, x_0, y_0, z_0, r) = (x - x_0)^2 + (y - y_0)^2 + (z - z_0)^2 - r^2 \quad (52)$$

Die in Gleichung (52) gegebene Funktion bestimmt den quadrierten Abstand von einem Punkt $P(x, y, z)$ in Bezug auf die gekrümmte Oberfläche einer Kugel (x_0, y_0, z_0, r) . Die Funktion beruht auf der Verallgemeinerung des Satzes von Pythagoras zur Abstandbestimmung eines Punktes vom Ursprung des Koordinatensystems bis zu diesem entsprechenden Punkt im Raum. Wenn sich der Punkt P auf der gekrümmten Oberfläche der Kugel befindet dann wird die Funktion $F(x, y, z, x_0, y_0, z_0, r)$ in (52) gleich Null sein.

$$E = \sum_{i=1}^n (F(x_i, y_i, z_i, x_0, y_0, z_0, r))^2 \quad (53)$$

Um die quadratischen Fehler E über alle Punkte einer Messreihe zu berechnen, wird die Formel aus Gleichung (53) verwendet. Die Fehler der Kugel die mit (x_0, y_0, z_0, r) definiert ist sind die Summen der einzelnen Quadrate aus Gleichung (52). Die Methode der kleinsten Quadrate approximiert die Kugelparameter, so dass das Quadrat des gesamten Fehlers minimal ist, wie in Gleichung (54) mathematisch beschrieben.

$$\text{Min}_{F(x,y,z,x_0,y_0,z_0,r)} E \geq 0 \quad (54)$$

Der Radius dient als Eingrenzungskriterium für die Suche nach allen möglichen Minima, um den Kalibriervorgang in einem lokalen Minimum mit $r \geq r_{min}$ zu beenden. Allerdings suchen wir nicht den minimalen lokalen Radius sondern den optimalen Radius $r_{optimal}$. Dies ist der

Radius mit dem kleinsten minimalen Gesamtfehler aller Messwerte und liegt zwischen den vorher definierten Minima: $r \geq r_{optimal} \geq r_{min}$. In Abbildung 52 ist gezeigt wie der Radius schrittweise während der Annäherung an den gesuchten Kreis vergrößert wird, um möglichst alle lokalen Minima und das globale Minimum so genau wie möglich zu bestimmen. Diese Schritte sind notwendig, um den absoluten Fehlers zu minimieren und die Messwerte auf den optimal minimalen Kreis zu approximieren.

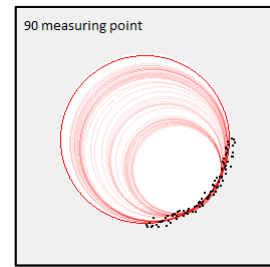


Abbildung 52 Bestimmung des optimalen Radius um den Kalibrierfehler zu verringern

4.4.2 Prinzip der dynamischen Kalibrierung

Physikalisch wird die dynamische Kalibrierung [KALS13] durch ein „langsames“ Drehen des BodyGuard-Systems realisiert. Während dieser Drehung werden die für die Berechnung notwendigen Werte wie der jeweilige Nullpunkt des Beschleunigungs-, Magnetfeld- und Winkelsensors die Beschleunigungswerte für 1 g, die Magnetfeldstärke und die Ausrichtung des lokalen Magnetfeldes sowie die Winkelgeschwindigkeit $^{\circ}/s$ bestimmt. Anschließend werden diese experimentell ermittelten Werte und die Methode der kleinsten Quadrate genutzt, um die Werte des Beschleunigungs- und Magnetfeldsensors mathematisch als Punktwolke auf der Mantelfläche eines Ellipsoids abzubilden. Dabei wird die Modelltheorie des asymmetrischen (realen) Bewegungsmodells verwendet. Die Mantelfläche entspricht dabei der 1 g Beschleunigung bzw. dem 3D Tensor des lokalen Erdmagnetfeldes. Der Mittelpunkt des Beschleunigungsellipsoids entspricht der 0 g Beschleunigung einer jeden einzelnen Achse des Beschleunigungssensors. Für jeden Sensor (Beschleunigungs- bzw. Magnetfeldsensor) wird ein eigenes Ellipsoid gebildet. Die Messwerte des Gyroskops werden als Gerade abgebildet, worauf an dieser Stelle nicht näher eingegangen wird.

Jedes Ellipsoid wird durch einen Vektor (r_x, r_y, r_z) und einen Mittelpunkt $M(x_0, y_0, z_0)$ bestimmt. Im Kalibrierprozess für den Beschleunigungssensor und genauso für den Magnetfeldsensor werden nun die aktuellen Beschleunigungswerte (x_a, y_a, z_a) in die Formel der kleinsten Quadrate eingesetzt und der relative Abstand d_{ref} zwischen dem Punkt und dem Mantel des Ellipsoids berechnet, wie in Gleichung (55) beschrieben.

$$d_{ref} = \frac{(x_a - x_0)^2}{r_x^2} + \frac{(y_a - y_0)^2}{r_y^2} + \frac{(z_a - z_0)^2}{r_z^2} \quad (55)$$

Ist der relative Abstand $d_{ref} = 1$ so befindet sich der Punkt, das heißt der approximiert Beschleunigungswert, auf der Mantelfläche des Ellipsoids. Der quadratische Fehler e des Punktes bzw. des relativen Abstandes bestimmt sich durch:

$$e = (d_{ref} - 1)^2 \quad (56)$$

Es wird eine kontinuierliche Anpassung des Ellipsoids durchgeführt bis keine Fehlerreduktion mehr auftritt und das Optimum gefunden ist. Der Gesamtfehler des Kalibriersystems E mit n Messpunkten wird über die nachfolgende Gleichung ermittelt:

$$E = \frac{\sum_{i=1}^n e_i}{n} \quad (57)$$

Die experimentell bestimmten Daten der Sensoren werden durch einen linearen Kalman-Filter geglättet bevor sie für die Kalibrierung genutzt werden. Da die angenommene empirische Varianz der einzelnen Messwerte als Ergebnis eine gleichmäßig verteilte Messunsicherheit erwarten lassen ist eine Korrektur oder eine Plausibilitätsprüfung der einzelnen Messwerte nicht geschehen. Die aufgenommene Bewegung, repräsentiert durch die schwarzen Punkte bzw. Linie in Abbildung 53, zeigt eine kleine Drehung des Handgelenks im Bereich von 200 – 3500 Messwerte. Diese simulierte Handbewegung entspricht einer real detektierten Schrittbewegung wenn das BodyGuard-System lose mit der Hüfte verbunden ist. Während dieser Drehbewegung des Handgelenks können wir einen Radius der gekrümmten Fläche (des Ellipsoids) mit einer Abweichung von etwa 6 % berechnen. Ist das Multi-Sensor-System noch in Bewegung wird jede weitere kleine Drehung mit zunehmender Zeit die Abweichung des Radius auf nur noch 2 % reduzieren. Bei längeren und größeren Drehungen des Handgelenks, wie in Abbildung 53 bei 3500 Messwerte gezeigt, liegt der gemessene Fehler dann unter 1 %. Diese niedrige Fehlerrate, weniger als 1 %, tritt nur bei langen Messreihen auf. Aus dem Grund der immer geringer werdenden Fehlerrate wird die umgesetzte Kalibrierung über den gesamten Aufzeichnungszeitraum des Versuches bzw. der Wegbestimmung kontinuierlich im Hintergrund durchgeführt. Der eigentliche Fehler bzw. die Standardabweichung aller Messungen ist geringer als das Rauschen, was in Tabelle 6 dieses Kapitels näher erörtert wird, weshalb die guten Ergebnisse kritisch betrachtet werden sollten. Wir nehmen eine niedrige Standardabweichung an, aufgrund der Minimierung des Fehlers bei vielen Messwerten, der automatischen Fehlerkorrektur und der Verbesserung der kontinuierlichen Kalibrierung. Diese Annahme einer Verringerung der Standardabweichung ist durch weitere Untersuchungen bestätigt worden, siehe dazu nachfolgende Kalibrierergebnisse aus Tabelle 6 auf Seite 69.

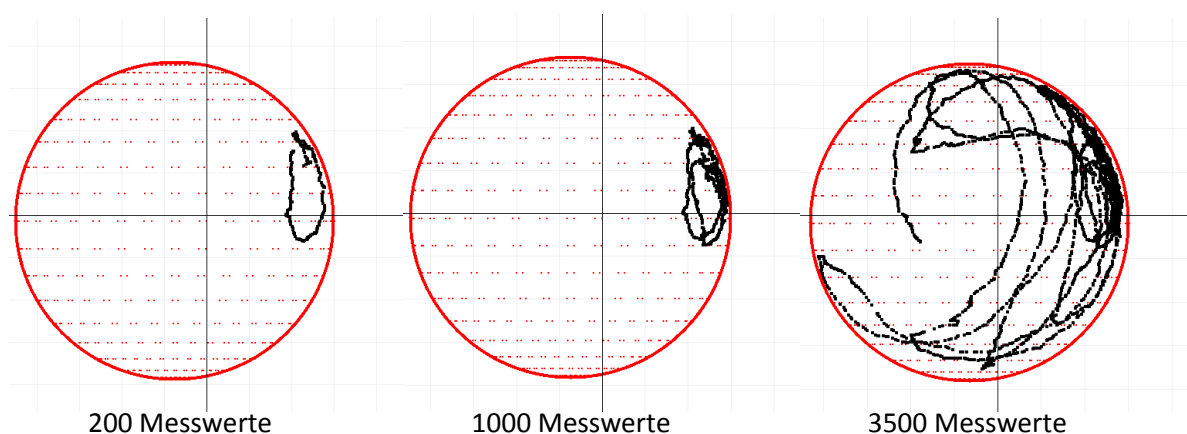


Abbildung 53 Kleine Bewegung des BodyGuard-Systems

Für die Bestimmung des Ellipsoids wird derselbe Ansatz verwendet wie für die „Hard-Iron Offset“-Berechnung für Magnetfelder [Mede12, SaGo12]. In diesem Lösungsverfahren bilden die Radien des Ellipsoids die Beschleunigung, die Winkelgeschwindigkeit und die Ruhestellung des Systems unter Verwendung des Magnetfeldes der Erde ab [BrND12]. Das realisierte Approximationsverfahren nutzt ebenfalls die Bestimmung der Radien des entstehenden Ellipsoids zur Charakterisierung der Sensorparameter des Beschleunigungs- und Magnetfeldsensors. Im Folgenden wird das Ellipsoid-Approximationsverfahren näher beschrieben. Zuerst werden die gemessenen Daten aufgezeichnet und als verteilte Punktwolke („Scatter-Plot“) dargestellt, wie im linken Bild der Abbildung 54 gezeigt ist. Diese Punktwolke nimmt mit Beginn der Aufzeichnung der Messwerte das Volumen einer Kugel an und wird über die mathematische Methode der kleinsten Quadrate berechnet. In den weiteren Iterationsschritten wird die Kugel schrittweise vergrößert bis sie fast die Form des Ellipsoids erreicht hat „fitting volume“ und damit auch die Form der Punktwolke der Messwerte. Dies ist im mittleren Bild der Abbildung 54 zu sehen, die schwarzen Punkte sind die approximierten Messdaten und die roten Linien stellen das approximierte Ellipsoid (Kugelvolumen) dar. Das berechnete Ellipsoid des gemessenen Scatter-Plots besteht aus einer Menge von einzelnen Ellipsen [GaGS12, SaGo12].

Am Ende des Bestimmungsverfahrens des Ellipsoid wird das Zentrum dieses Ellipsoids gesucht, welches näherungsweise mit dem linearen Ausgleichsproblem für das Gauss-Newton Verfahren übereinstimmt [Nest12], siehe rechtes Bild der Abbildung 54. Dieses Zentrum erzeugt den Schwerpunkt des Ellipsoids und ist die Ruhelage des Sensorsystems.

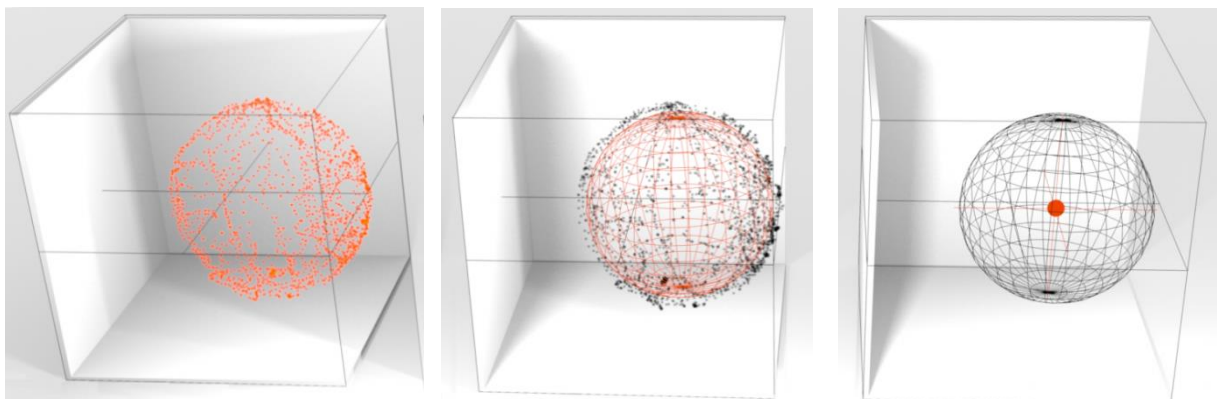


Abbildung 54 Approximationsschritte zur Bestimmung des Ellipsoids aus den ermittelten Messwerten

In der aktuellen Version des BodyGuard-Systems erfolgt die Berechnung des Schwerpunktes des Ellipsoids noch extern auf dem Personal Computer (PC), siehe Abbildung 55. In Zukunft soll dies mit dem Mikrocontroller des BodyGuard-Systems geschehen, was eine kontinuierliche Anwendung des Kalibrierverfahrens ermöglichen würde.

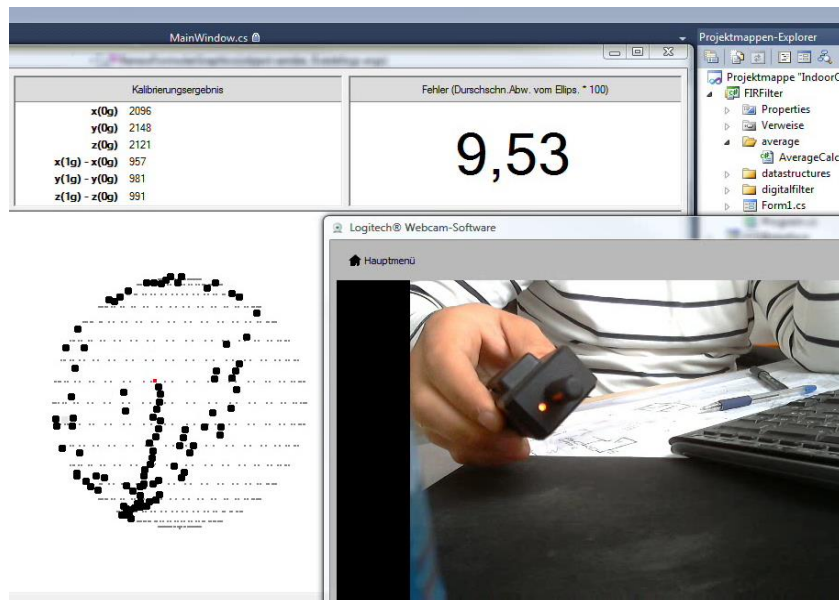


Abbildung 55 Bestimmung des Schwerpunktes des Ellipsoids extern auf dem PC

In den mit dem BodyGuard-System durchgeführten Experimenten für die Kalibrierung wurden die ermittelten Scatter-Plots auf der Kugeloberfläche abgebildet. Nachfolgend werden die Kalibrierergebnisse der unterschiedlichen Sensoren für die Annäherung an die Kugeloberfläche und die Ergebnisse für den Offset der einzelnen Achsen gezeigt.

Im Diagramm 11 ist der Verlauf des Beschleunigungssensors auf der Kreisfläche zu sehen. Die Radien bzw. Messwerte für die einzelnen Achsen sind mit $r_x = 1048$, $r_y = 998$ und $r_z = 1064$ gegeben. Diese Radien stimmen mit den Kalibrierwerten von 1 g des Schwerfeldes der Erde für jede einzelne Achse in etwa überein. Die Abweichung des Radius beträgt etwa ± 40 Punkte zu den Werten des Datenblatts (1024 Punkte) bzw. zirka ± 10 Punkte von jeder einzelnen Achse bei der einmaligen statischen Kalibrierung.

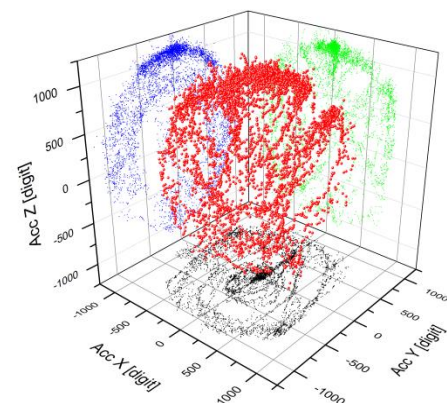


Diagramm 11 Ellipsoid des Beschleunigungssensors

Die approximierten Messwerte des Magnetfeldsensors sind im Diagramm 12 dargestellt. Bei der Näherung der Radien des Magnetfeldsensors ist die Übertragung auf die gekrümmte Oberfläche sehr anschaulich. Der an der gekrümmten Oberfläche ermittelte Radius wird nur durch das äußere Magnetfeld der Erde beeinflusst. Dieser Einfluss wird beschrieben als „Hard-Iron offset“ und als „Soft-Iron offset“ und ist durch eine Verschiebung des Nullpunktes erkennbar. Berechnet werden diese Offsets indem die Software für die Extrapolation der Radien diese verschiebt. Nach der Ermittlung der

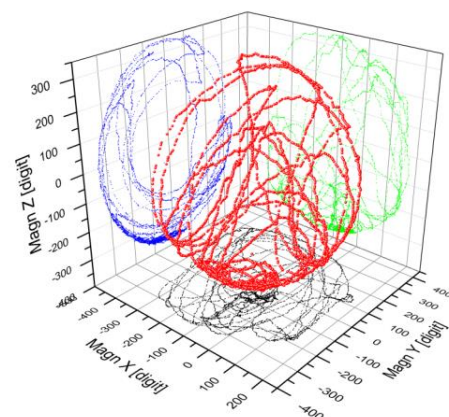


Diagramm 12 Ellipsoid des Magnetfeldsensors

Größen werden die Werte für die Kartierung des Magnetfeldsensors mit den Radien der gekrümmten Fläche $r_x = 248$, $r_{xOffset} = -100$, $r_y = 328$ und $r_z = 356$ zur Kalibrierung verwendet.

Bei der freien Kalibrierbewegung [KALS14] der Hand werden auch die Messwerte des Gyroskops bestimmt und in einem späteren Kalibrierschritt mit den Werten des Beschleunigungs- und des Magnetfeldsensors abgeglichen. Zunächst werden die Messwerte des Gyroskops approximiert und es ergibt sich für die Winkelgeschwindigkeit eine „gekrümmte Linie“. Dies ist in Diagramm 13 nicht so leicht ersichtlich, da aufgrund der Transformation der Sensorwerte auf die sich ergebende gekrümmte Linie diese durch die relative Bewegung als Winkelgeschwindigkeit in $^\circ/s$ für jede der drei Rotationsachsen dargestellt.

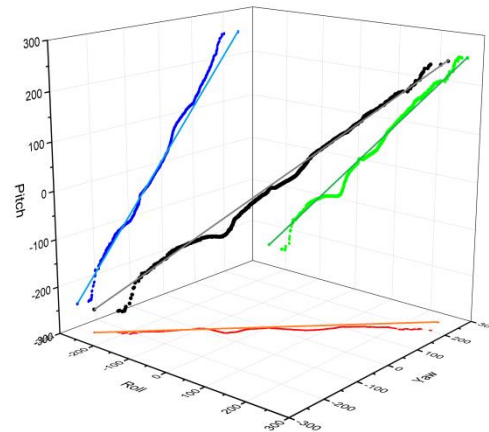


Diagramm 13 „gekrümmte Linie“ des kalibrierten Gyroskops mit den Sollwerten des Gyroskop Datenblattes

Zur Veranschaulichung der Notwendigkeit einer Kalibrierung sind die aus dem Datenblatt bestimmten Werte des Gyroskopes mit abgebildet und bilden jeweils eine Gerade auf der jeweiligen Drehachse. Der wichtigste Aspekt an dieser gekrümmten Kalibrierkurve ist ihre Stetigkeit welche in allen Punkten gewährleistet ist. Durch die Stetigkeit der Kalibrierkurve kann die Winkelgeschwindigkeit immer auf eine resultierende Winkeländerung abbildbar und somit eindeutig bestimmt werden. Der Anstieg der gekrümmten Kalibrierkurve des verwendeten Gyroskops ist nicht als „einfache“ mathematische Funktion beschreibbar und wird daher als Abbildungsfunktion mittels einer Kalibriertabelle (lookup table) beschrieben.

Im folgenden Diagramm 14 ist die Bedeutung der Kalibrierung in drei Diagrammen veranschaulicht. Wir vergleichen die unkalibrierten, die driftbereinigten und die kalibrierten Messwerte des Gyroskopes mit den berechneten Winkeldaten aus dem Beschleunigungs- und dem Magnetfeldsensor. In den Diagrammen wird der Kurvenverlauf der drei Achsen der Sensoren nachvollziehbar gezeigt: in Rot die x-Achse, in Grün die y-Achse und in Blau die z-Achse. Die Absolutwinkel des Gyroskopes der jeweiligen Achse sind mit „G“ gekennzeichnet und die Werte der Absolutwinkel der verschiedenen Achsen des Beschleunigungs-/Magnetfeldsensors sind mit „MA“ beschriftet. Die Werte um den Peak der x-Achse sind exemplarisch vergrößert, um die Unterschiede zwischen den „G“-Werten und den „MA“-Werten zu veranschaulichen. Dabei bleiben die berechneten Werte des „MA“ stabil und nur die Werte des Gyroskopes die bearbeitet werden verändern sich. In unserem Beispiel der x-Achse nähert sich die durchgängige blaue Linie, welche für die Werte des Gyroskopes steht, der gestrichelten blauen Linie (Werte des Beschleunigungs- und Magnetfeldsensors) an. Gerade zwischen den driftbereinigten und kalibrierten Werten sind die Unterschiede sehr gering, so dass diese „Zoom“-Perspektive sehr hilfreich ist. Wir sprechen dort von $\pm 10^\circ$. Beim Vergleich der unkalibrierten Werte mit den kalibrierten Daten wird schon deutlich, dass

durch die in dieser Arbeit entwickelte und in diesem Kapitel eingeführte Kalibrierung die Ergebnisunsicherheit die später dann in der Positionsbestimmung auftaucht verringert wird. Die Sensoren arbeiten unter Anwendung der dynamischen Kalibrierung mit einer höheren Genauigkeit und das Vertrauen in die Messwerte kann signifikant gesteigert werden.

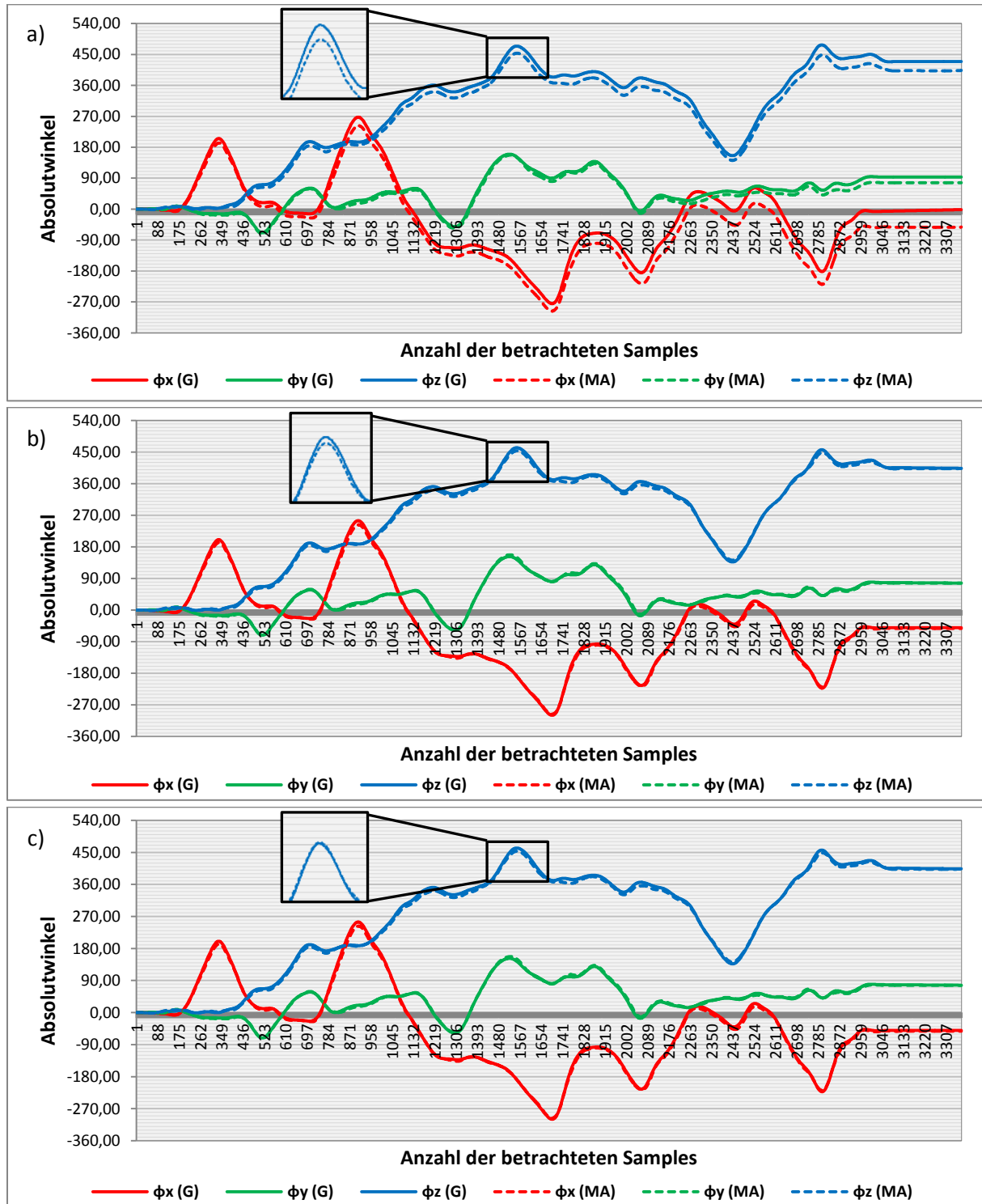


Diagramm 14 Vergleich der a) unkalibrierten, b) driftbereinigten und c) kalibrierten Messwerte des Gyroskops mit den berechneten Werten aus Beschleunigungs- und Magnetfeldsensor

Die dynamische Kalibrierung ermöglicht eine optimale Bestimmung einer Position, da diese Form der Kalibrierung die individuellen Schwächen und Nachteile der festen Annahmen der Datenblattwerte und der einmaligen statischen Kalibrierung der Sensoren ausgleicht. In der Abbildung 56 ist der vorab beschriebene kontinuierliche Ablauf des Kalibrierprozesses veranschaulicht.

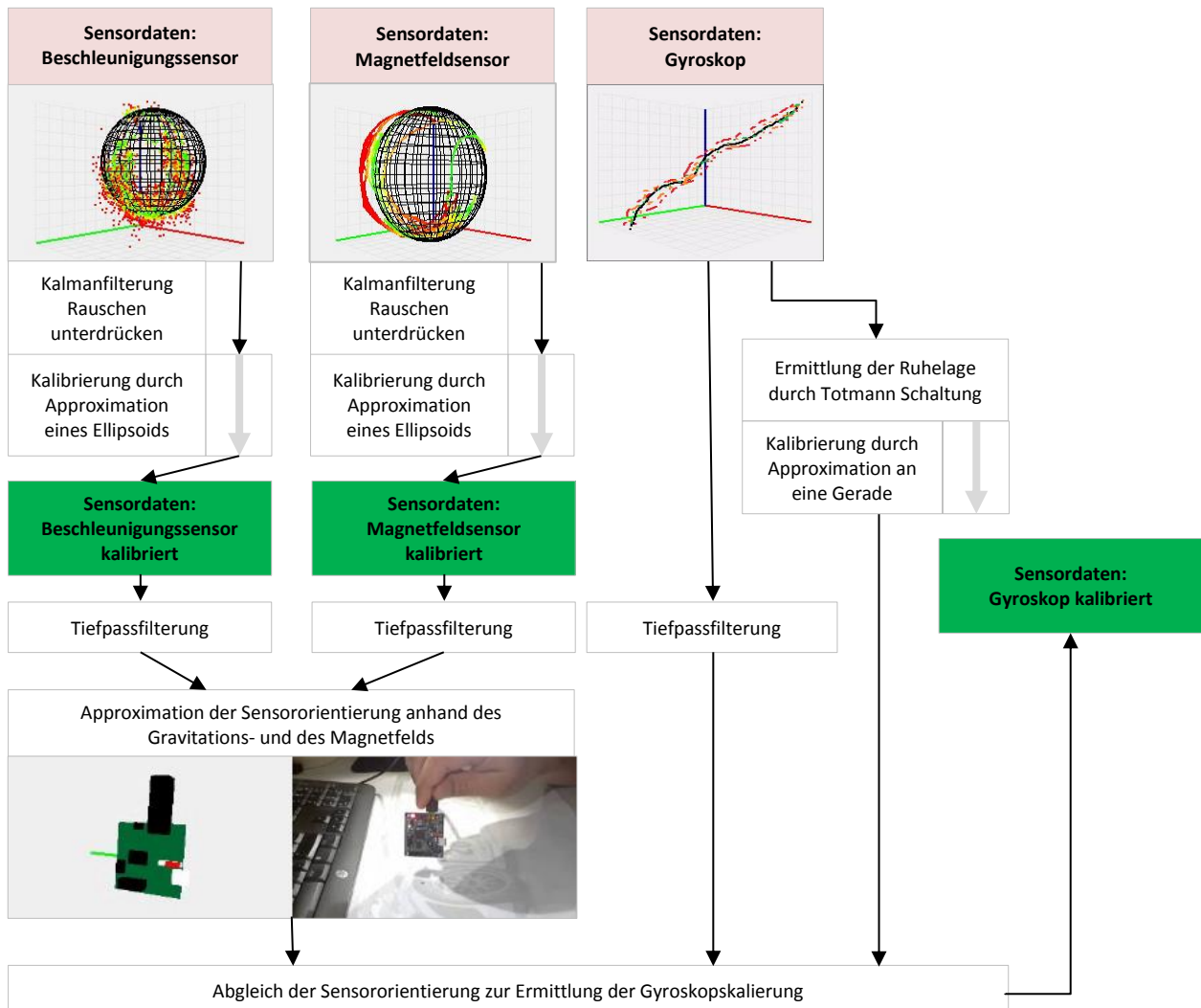


Abbildung 56 Prozessablauf der automatischen kontinuierlichen Kalibrierung

Mit dem entwickelten Kalibrierverfahren wurden 109 Kalibrierexperimente durchgeführt und anschließend ausgewertet. Die Experimente wurden an verschiedenen Tagen mit unterschiedlichen Temperaturen realisiert. Die Kalibrierergebnisse für alle drei Sensoren, Beschleunigungs-, Magnetfeldsensor und Gyroskop, sind im nachfolgenden Diagramm 15 veranschaulicht. Die Differenzen der Kalibrierergebnisse der einzelnen Sensoren zwischen den einzelnen Experimenten veranschaulichen, dass ein Kalibrierwert aus dem Datenblatt bzw. eine einmalige statische Kalibrierung immer als Ergebnisunsicherheit bei der Positionsbestimmung mit einberechnen würden. Diese Kalibrierdifferenz hätte die Positionsbestimmung somit verfälscht. Bei der realisierten der automatischen kontinuierlichen Kalibrierung wird diese feste Offsetunsicherheit eliminiert.

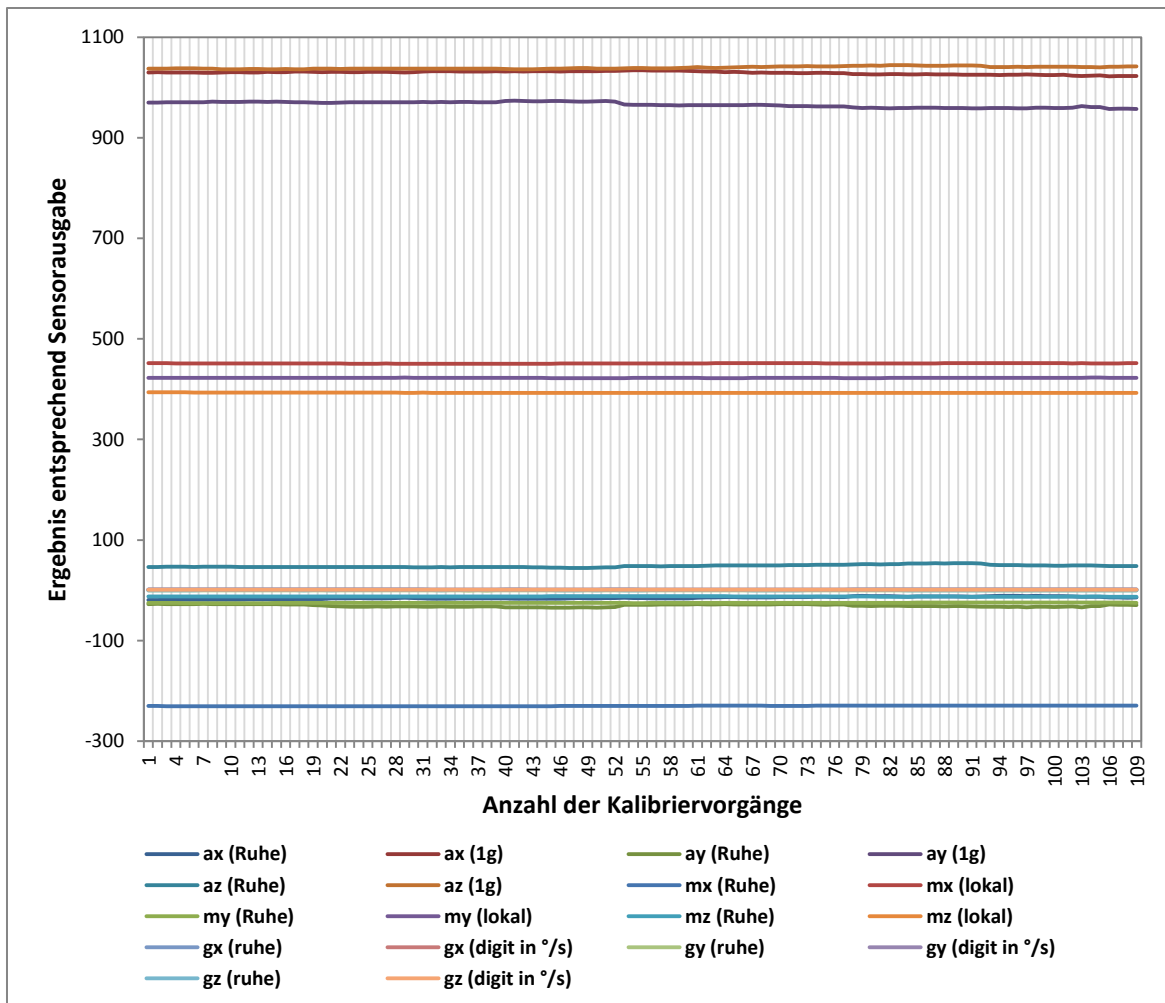


Diagramm 15 Kalibrierung der Sensoren , 109 Experimente

Aus den Kalibrierergebnissen lassen sich jetzt für alle drei 3D Sensoren die jeweils markanten Parameter ermitteln, siehe Tabelle 6. Sie sind in der nachfolgenden Tabelle charakterisiert. Die wichtigen Parameter beziehen sich dabei auf die Erfassung des Radius bzw. des Anstiegs der Sensoren (Skalierung) und die Bestimmung der Ruhelage bzw. des Nullpunktes (Offset der Ruhelage). Des Weiteren wird für jede Achse der einzelnen Sensoren die ermittelte Standardabweichung für $2\sigma^3$ angegeben.

³ 95,45% aller Messwerte innerhalb dieser Schranke

Tabelle 6 Übersicht über die kalibrierten Sensordaten, die Standardabweichung, das Rauschen, die Ruheposition und die Skalierung

Sensor	Standardabweichung in Digit			Offset der Ruheposition	Skalierung
	Achse	Kalibrierung	Rauschen		
Beschleunigungs-sensor	a _x (Ruhelage)	2.3	3.6	-15.95 m/s²	0.969
	a _x (1g)	2.5			
	a _y (Ruhelage)	2.4	4.5	-33.90 m/s²	1.042
	a _y (1g)	5.2			
	a _z (Ruhelage)	2.4	4.8	41.34 m/s²	0.961
	a _z (1g)	2.4			
Magnetfeld-sensor	m _x (Ruhelage)	0.47	4.3	-81.15 mGauss	0.969
	m _x (lokal)	0.11			
	m _y (Ruhelage)	0.09	4.0	116.12 mGauss	1.042
	m _y (lokal)	0.23			
	m _z (Ruhelage)	0.22	4.1	60.27 mGauss	0.961
	m _z (lokal)	0.07			
Gyroskop	g _x (Ruhelage)	0.14	1.07	1.67 °/s	0.98
	g _x (digit in °/s)	0			
	g _y (Ruhelage)	0.1	0.2	0.51 °/s	1.01
	g _y (digit in °/s)	0			
	g _z (Ruhelage)	0.1	0.1	041 °/s	0.97
	g _z (digit in °/s)	0			

4.5 Zusammenfassung

Die drei vorgestellten Kalibrierverfahren haben ihre Vor- und Nachteile. Bei der Kalibrierung durch Übernahme der Datenblattwerte und der einmaligen statischen Kalibrierung besteht der Vorteil darin, dass dies durch die einfache Integration von „festen“ Werten in das BodyGuard-System bzw. in das PC-Programm erfolgen kann. Die Werte können beim Start des Programmes übergeben werden und bleiben über die gesamte Zeit der Positionsbestimmung „fest“. Dies hat aber den Nachteil, dass Abweichungen von diesen „festen“ Werten eine signifikante Ergebnisunsicherheit bei der Positionsbestimmung ergeben. Diese signifikante Unsicherheit wird durch Realisierung der dynamischen Kalibrierung beseitigt, was den Nachteil der permanenten Verarbeitung der erfassten Sensordaten erfordert.

Bei der dynamischen Kalibrierung ist eine Integration des Algorithmus zur Ermittlung des aktuellen flexiblen Kalibrierwertes schwieriger. Die Bestimmung wird aktuell in einer PC-Software realisiert und durch die ständige Korrektur bzw. Anpassung des Kalibrierwertes der verschiedenen Sensoren ist eine genaue bis sehr genaue Positionsbestimmung gewährleistet. Ein weiterer Vorteil dieser Methode ist, dass die äußeren Einflüsse auf die Sensorwerte durch die dynamische Kalibrierung entfernt werden können. Ein Beispiel ist der

Einfluss der Temperatur auf die Sensoren, welcher für den Zeitraum seines Auftretens korrigiert werden kann und somit die Positionsbestimmung nicht beeinflusst.

Eine dynamische Kalibrierung mit einem zusätzlichen in seiner Gültigkeit begrenzten Startkalibrierwert beschleunigt den Kalibrierprozess und optimiert das Verfahren nochmals zur Verbesserung der Positionsbestimmung. Diese Optimierung aus statischem Wert und dynamischer Kalibrierung soll später in dem BodyGuard-System auf dem Mikrokontroller umgesetzt werden.

5 Von der Bewegungsanalyse zur Positionsbestimmung

Nachdem im vorherigen Kapitel sehr detailliert die Kalibrierung der Sensordaten besprochen wurde soll in diesem Teil näher auf die Nutzung der Sensormessdaten zur Positionsbestimmung eingegangen werden. Die Messdaten müssen dafür aus dem Koordinatensystem des BodyGuard-Systems in das Weltkoordinatensystem (Euler Koordinatensystem) überführt werden. Die mathematischen Grundlagen der Überführung der Messdaten sind in Kapitel 2 dieser Arbeit diskutiert worden.

Zunächst wird die Methodik der Bewegungsanalyse gezeigt, das bedeutet, es wird gezeigt wie aus dem Bewegungsvektor (Euler-Koordinatensystem) eine Bewegung bestimmt werden kann. Dabei ist es unerlässlich, dass die Güte der Sensordaten geprüft wird, um die Messunsicherheit zu minimieren die später die Genauigkeit der Positionsbestimmung beeinträchtigen könnten. Die Güte bzw. Qualität der Sensordaten wird dabei zu einem optischen 3D-Fotogrammetrie-System hin verifiziert. Die weiter folgenden Abschnitte „Bewegungsanalyse über Datenintegration“ und „Bewegungsanalyse über Mustererkennung“ dienen unter anderem ebenfalls der Unsicherheitsminimierung. Anschließend wird kurz auf die merkmalsbasierte Lokalisierung eingegangen und am Ende wird eine Unsicherheitsbetrachtung für das Gesamtsystem (BodyGuard) und für die Kalibrierung der einzelnen Sensoren durchgeführt.

Die Relevanz der in diesem Kapitel detaillierter beschrieben Bausteine bei der Positionsbestimmung lässt sich an folgendem Beispiel am besten kurz begründen:

„Eine Feuerweereinheit rückt zu einem Brandeinsatz aus. Am Einsatzort angekommen werden die Situation und die Örtlichkeit geprüft und der Einsatz vorbereitet. Die Feuerwehrleute bzw. die Polizei sperren den Einsatzort mit Verkehrsleitkegeln ab. In jedem dieser Kegel ist ein Funksender mit GPS integriert. Unter freiem Himmel ist der GPS-Empfang des Funksenders im Kegel gewährleistet und die Position bestimmbar. Die Verkehrsleitkegel bilden die Ankerpunkte für das Funksensornetzwerk. Die Verkehrsleitkegel übermitteln ihre aktuelle Position an die Leitstelle die im Einsatzfahrzeug der Feuerwehr integriert ist. Die Positionen der Verkehrsleitkegel werden auf einer lokalen Karte angezeigt. Nun kommen die Feuerwehrleute zum Einsatz und bewegen sich mit dem an der Kleidung befestigten BodyGuard-System am Einsatzort. Bei jeder Positionsänderung des Feuerwehrmannes wird seine Bewegung analysiert. Die einzelnen Bewegungsvektoren werden durch das Funkgerät übertragen. Zusätzlich können die Vitaldaten des Feuerwehrmannes und die aktuelle Sendeleistung übermittelt werden. Diese Daten werden von den aufgestellten Kegeln empfangen und an die Leitstelle weitergeleitet. Mit Hilfe der übermittelten Bewegungsdaten wird der Einsatzleitung eine Objektrekonstruktion und die Erstellung eines Lageplans vom Inneren des Einsatzortes ermöglicht. Dies erlaubt die genaue Bestimmung der Position jedes Feuerwehrmannes. Im Unglücksfall kann nun ein Feuerwehrmann, der sich in der dritten Etage befindet und sich nicht mehr via Sprechfunk meldet weil er bewusstlos ist, gezielt im Einsatzgebiet gefunden und somit gerettet werden.“

5.1 Methodik der Bewegungsanalyse

Für die Wiedergabe einer Bewegung mit dem BodyGuard-System werden über verschiedene Sensoren (Beschleunigungssensor, Magnetfeldsensor und Gyroskop) unterschiedliche Daten einer Bewegung (Beschleunigung, Winkeländerung, Geschwindigkeit usw.) erfasst. Diese Daten werden kalibriert und als normierte Sensordaten auf den Mikrocontroller des BodyGuard-Systems überführt. Die Normierung wird in Abschnitt 0 detaillierter vorgestellt. Mittels eines kleinen Algorithmus auf dem Mikrocontroller werden die erfassten Sensordaten der verschiedenen Sensoren verarbeitet und anschließend fusioniert. Zur Verarbeitung der Daten gehören unter anderem folgende Bearbeitungsfunktionen: glätten, filtern, kalibrieren, normieren und gewichten.

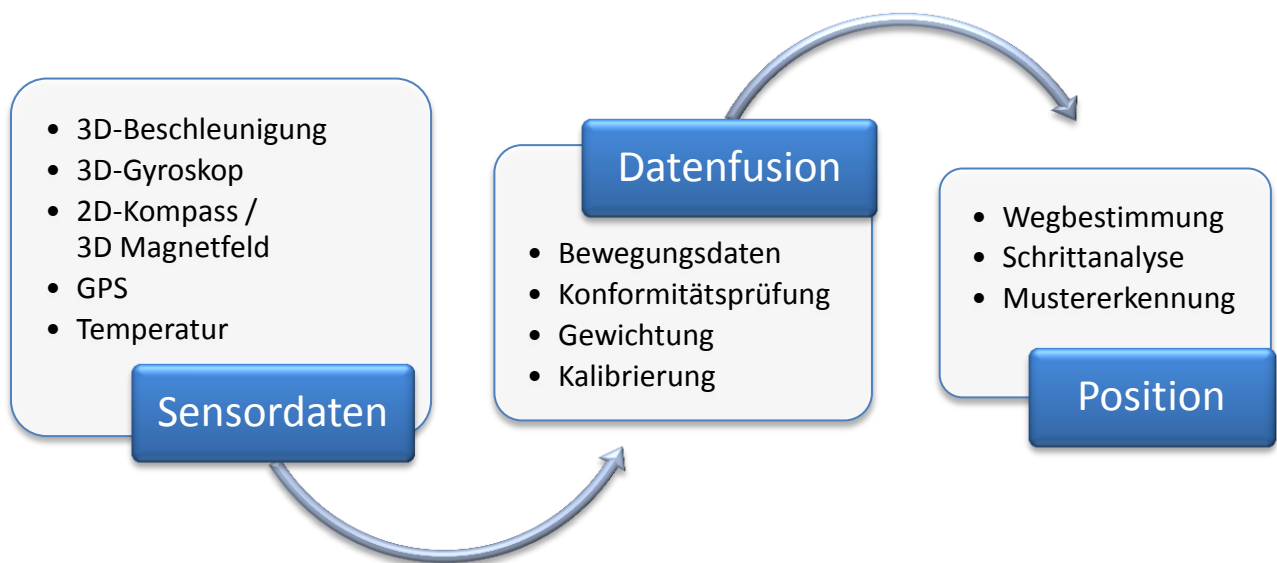


Abbildung 57 Schematische Darstellung des Prozesses zur Verarbeitung der Sensordaten

Abbildung 57 zeigt schematisch die Vorgehensweise bei der Bewegungsanalyse die genutzt wird, um am Ende die Position eines Objektes mit dem BodyGuard-System zu bestimmen. Nachdem die Sensordaten eingelesen wurden erfolgt die Überführung der Daten in Weltkoordinaten. Aus diesen überführten Daten kann durch Anwendung der Datenfusion anschließend die Position berechnet werden.

Bei der Datenfusion werden die von den unterschiedlichen Sensoren erfassten Sensorwerte kombiniert und mit einer Gewichtung in Bezug auf die Dominanz der einzelnen Sensorwerte hin verarbeitet. Dabei wird das Vertrauen, das in die Genauigkeit des aktuellen Sensorwertes gesetzt wird und die Möglichkeit, mittels eines anderen Sensors die gleiche physikalische Messgröße zu bestimmen, verknüpft. Die so genannte Redundanz ist sehr hilfreich bei der Beurteilung der Glaubwürdigkeit der Ergebnisse. Dafür wird eine physikalische Messgröße direkt oder indirekt von zwei verschiedenen Sensoren mit unterschiedlichen Messprinzipien erfasst und anschließend auf Übereinstimmung bzw. Abweichungen untersucht. Folgendes Vertrauen bzw. folgende Glaubwürdigkeit wird den verschiedenen Sensoren zugesprochen:

- Magnetfeldsensor langfristiges Vertrauen aufgrund eines stabilen Erdmagnetfeldes
- Beschleunigungssensor kurz- bis mittelfristiges Vertrauen bezüglich der Bewegungsdaten
langfristiges Vertrauen, bezüglich des Gravitationsfeldes
- Gyroskop kurzfristiges Vertrauen, durch Winkeländerung erfolgt langfristig ein Drift der zum Vertrauensbruch führt
- Luftdrucksensor erfasst relative Werte und das Vertrauen ist kurz- bis mittelfristig
- GPS keine Befristung, es entstehen Unsicherheiten durch die Abschattung an und in Gebäuden (Positionsungenauigkeiten)

Diese Informationen zur Bestimmung der Güte und zum Vertrauensstand gegenüber den Sensoren nutzt man, um die Unsicherheit der Sensormesswerte bei der Datenerfassung zu minimieren. Dabei werden bei der Positionsbestimmung im Indoor- bzw. im Outdoor-Bereich verschiedene Mechanismen angewendet. Für die Überprüfung der Indoor bestimmten Werte werden die Daten des Magnetfeld- und Beschleunigungssensors mit den Daten des Gyroskops abgeglichen. Dies erfolgt über die Berechnung der Winkeländerung aus dem Magnetfeld- und Beschleunigungssensors und dem anschließenden Vergleich mit dem entsprechend ermittelten Wert des Gyroskops. Dazu ein anwendungsnahes Beispiel: Die Höhenänderung in einem Gebäude, zum Beispiel beim Treppensteigen oder Fahrstuhlfahren, kann mit dem Beschleunigungssensor erfasst werden. Allerdings ist es möglich, dass die Daten des Beschleunigungssensors beim Fahrstuhlfahren verfälscht werden. Bei der Fahrstuhlfahrt wird nämlich nur ein Änderungsimpuls der Beschleunigung beim Anfahren und Abstoppen registriert. Dieser dient aber nur dazu, den Weg in eine horizontale Richtung zu bestimmen und nicht in der Vertikalen. Das Problem kann gelöst werden, indem man die Beschleunigungsdaten mit den Messwerten des Luftdrucksensors kombiniert, eben fusioniert.

Nachfolgend wird der Aspekt der Gütebeurteilung nun für den Outdoor Bereich betrachtet wobei alle Mechanismen der Indoor-Bewertung genutzt werden können. Hinzu kommt noch, dass GPS mit allen Sensoren zur allgemeinen Überprüfung des Outdoor Areal und zur Überprüfung der Höhengenaugigkeit genutzt werden kann. Dadurch werden nicht plausible Positionssprünge der Sensordaten durch das GPS-Signal korrigiert.

Unter Einbeziehung der Unsicherheitsbetrachtung kann abschließend die Position unseres BodyGuard-System-Trägers bestimmt werden. In den nächsten Abschnitten wird detailliert auf die drei wichtigen Punkte aus Abbildung 57: Sensordaten, Datenfusion und Position eingegangen.

5.2 Vom Sensorsignal zu den Bewegungsdaten

In diesem Abschnitt wird auf die Überführung der Sensorsignale in Bewegungsdaten eingegangen. Dazu muss zunächst diskutiert werden, welche Bedeutung die verschiedenen Sensorsignale haben. In Abbildung 58 wird die Zuordnung der Sensorkoordinaten zu den Anschlüssen des Mikrokontrollers gezeigt. Die drei analogen Signale des Beschleunigungssensors (a, b, c) sowie die drei analogen Signale des Winkelsensors werden an den Eingängen P6B0-P6B5 des Mikrokontrollers *angeschlossen* und mittels AD-Wandler *digitalisiert*. Das digitale Signal wird anschließend einer Messgröße *zugeordnet*, auf die Bezugsgröße *normiert* und dann in eine Bewegung *konvertiert*.

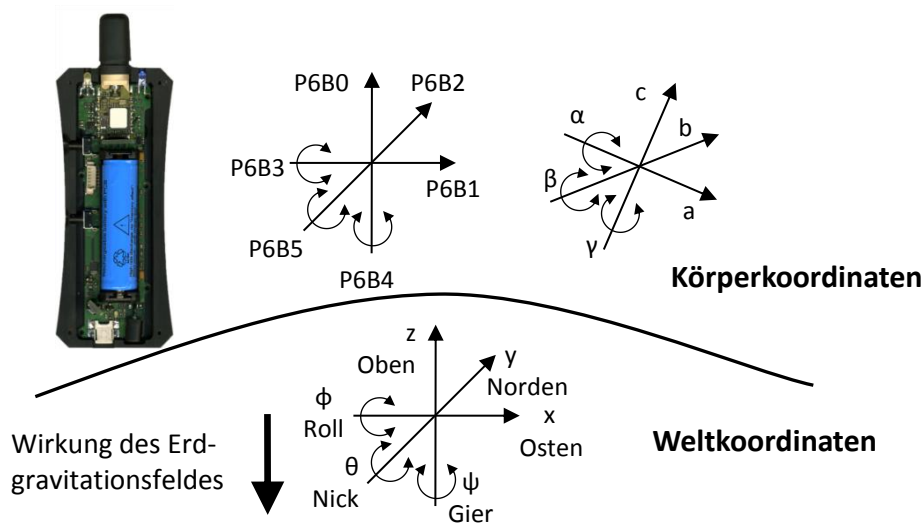


Abbildung 58 Zuordnung der Achsen der analogen Sensorsignale des Beschleunigungssensor und des Gyroskops zu den Anschlussports des Mikrocontrollers

Wenn ein digitaler Sensor verwendet wird, dann würde die AD-Wandlung direkt im Sensor durchgeführt werden und die digitalen Sensordaten mittels geeigneter Datenübertragung, meist SPI oder I²C, übertragen. Alle Schritte ab der Digitalisierung die nachfolgend beschrieben werden sind bei allen Sensoren, ob Analog- oder Digitalsensor, identisch, da alle Filterungen und Zuordnung zur Bestimmung der gesuchten Position weiterführend gleich sind.

5.2.1 Anschlüsse und Digitalisierung der Sensoren

Die verwendeten Sensoren sind analog oder digital an den Mikrocontroller des BodyGuard-Systems angeschlossen. Die **analogen Sensoren** werden von dem integrierten 12 Bit AD-Wandler des MSP430 in einen digitalen Wert umgewandelt. Die Digitalwandlung erfolgt mit Hilfe einer „Sample and Hold“ Schaltung. Dabei wird die angelegte Spannung U_{Eingang} in einem internen Kondensator zwischengespeichert und mittels eines 12 Bit SAR-Cores digitalisiert. SAR steht für „successive approximation register“ oder auch für Wägeverfahren.

Prinzipiell wird bei dem Wägeverfahren wie beim linearen Suchen in einer sortierten Menge die Menge schrittweise geteilt und geschaut, ob die gemessene Spannung bzw. Restspannung größer oder kleiner ist als der aktuell digitalisierte Wert des SAR-Cores. Die gemessene Spannung wird dabei in Bezug zur Referenzspannung U_{Ref} des AD-Wandlers verglichen. Je nach Ergebnis der Zwischenteilung werden dann entweder eine 0 bei einer kleineren Spannung oder eine 1 bei einer größeren Spannung gespeichert und die Restmenge wieder in der Mitte geteilt. Das verwendete Verfahren hat eine feste Wandlungszeit von 12 Takten bei 12 Bit, was die Geschwindigkeit dieser Umwandlungsmethode einschränkt. Das Ergebnis der Digitalisierung, N_{ADC} (s. Gleichung (58)), wird in einem Speicher zwischengepuffert und kann nachfolgend ausgelesen werden. Die Auflösung der angelegten Eingangsspannung beträgt bei der gewählten Konfiguration von 12 Bit Auflösung (2^{12} , 4096 Diskretisierungsstufen) und einer Referenzspannung von 3,3 V ungefähr 806 μV pro Diskretisierungsstufe.

$$N_{ADC} = \frac{2^{\text{Auflösung}} * U_{\text{Eingang}}}{U_{\text{Ref}}} \quad (58)$$

Bei dem in Abbildung 59 dargestellten Sensor, dem Luftdrucksensor MS5540C, wird der Sensorwert, der Luftdruck, mittels einer differentiellen Widerstandsänderung analog bestimmt. Der Messaufbau beruht auf einer „Wheatstoneschen Messbrücke“, welche eine Widerstandsänderung durch eine differentielle Spannungsänderung der beiden Widerstandspfade erfasst. Weitere Sensorarten beruhen auf dem „kapazitiven“, „magnetoresistiven“ oder dem „piezoelektrischen“ Messprinzip.

Bei den **digitalen Sensoren** erfolgt die Anbindung an den MSP des BodyGuard-Systems über die I/O-Ports bzw. die hardwareunterstützten Schnittstellen. Die verschiedenen Sensoren kommunizieren auf unterschiedliche Art mit dem Mikrocontroller des BodyGuard-Systems. Das Kompassmodul kommuniziert zum Beispiel mit einer Protokolladressierung über I2C oder der Luftdrucksensor kommuniziert unter Nutzung der SPI-Kommunikation über eine eigene zusätzliche Hardwareleitung beziehungsweise über eine individuelle Anbindung an eigene I/O-Ports. Die genannten Anbindungen sind im BodyGuard-System vertreten und wurden hardware- und softwaretechnisch implementiert. Die Digitalisierung der Sensordaten erfolgt wie in Abbildung 59 gezeigt über einen internen Analog-zu-Digital-Konverter und wird je nach Sensorart und benötigter Messdatengenauigkeit über unterschiedliche Messprinzipien erfasst.

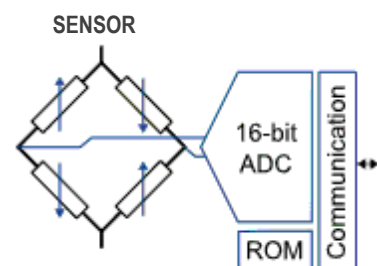


Abbildung 59 Schaltbild des digitalen Sensors [Meas11]

Bei digitalen Sensoren werden spezifische Werte, meist Kalibrierwerte genannt, in einem internen ROM gespeichert. Die Kalibrierwerte charakterisieren die speziellen Eigenschaften jedes einzelnen Sensors. Diese werden zur Überführung des AD-Brückenwertes in die physikalische Größe genutzt, zum Beispiel beim Luftdrucksensor

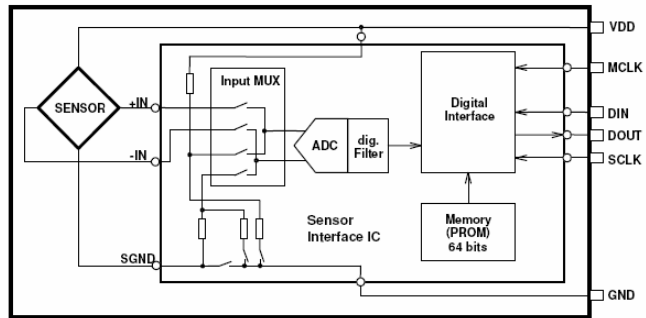


Abbildung 60 Detailliertes Blockschaltbild des Luftdrucksensors MS5540C [Meas11]

MS5540C wird der Widerstandswert der Messbrücke in einen resultierenden Luftdruck überführt. Die Sensordaten werden über die Kommunikationsschnittstelle digitalisiert, an den angeschlossenen Mikrocontroller übertragen und anschließend verarbeitet. Bei diesem speziellen Luftdrucksensor wird zusätzlich zum Wert der Messbrücke auch die aktuelle Temperatur übertragen, um nachfolgend softwaretechnisch den Fehler durch den Temperatureinfluss des aktuellen Luftdrucks zu kompensieren und den „richtigen“ Luftdruck zu bestimmen. Zusätzlich sind bei verschiedenen digitalen Sensoren, z. B. beim Kompassmodul, digitale Filter integriert. Diese digitalen Filter sind speziell auf den jeweiligen Sensor optimiert, um die ermittelten analogen Sensordaten zu verbessern und sensorspezifische Fehler zu unterdrücken. Außerdem sind neben den integrierten digitalen Filtern energiereduzierende Maßnahmen wichtig, die eine Konstruktion von langlebigen energie-autarken Sensorsystemen ermöglichen. Die Energiereduzierung wird durch die Integration von zusätzlichen Schaltern im Versorgungspfad realisiert (siehe Abbildung 60). Bei einer „Wheatstoneschen Messbrücke“ würde ohne die genannten energiereduzierenden Schalter im SGND-GND/Multiplex-Pfad ein kontinuierlicher Strom über den Sensor fließen, was den Stromverbrauch erhöhen und somit die Akkulaufzeit verringern würde. Mit den Schaltern hingegen wird der Stromkreis entweder unterbrochen (Schalter geöffnet) und der Sensor verbraucht keine Energie oder der Schalter wird geschlossen. Das bedeutet, der Sensor wird mit Energie versorgt und eine Messung kann durchgeführt werden.

Die weiteren verwendeten Sensoren nutzen andere Sensorprinzipien, die entsprechend der Aufgabenstellung angepasst sind. Beim digitalen Feuchtesensor SHT11 wird das kapazitive Sensorprinzip genutzt. Das magnetoresistive Sensorprinzip kommt beim Kompassmodul HMC6352 und das piezoelektrische Sensorprinzip beim analogen Beschleunigungssensor MMA7260 bzw. beim analogen Winkelsensor ENC-03R zur Anwendung.

5.2.2 Überführung der Sensorensignale in fehlerbereinigte und orientierungsrichtige Sensordaten

Der Vergleich und die Interpretation von Sensorsignalen sind nur mit einer einwandfreien Zuordnung des Sensorsignals zu der entsprechenden Bezugsachse im Koordinatensystem fehlerfrei. Die Zuordnung der richtigen Bezugsachse wird notwendig, da die Sensoren nicht immer in der vom Hersteller spezifizierten Ausrichtung verwendet werden können. So sind

die Achsen des Beschleunigungssensors um 90° gekippt, was zu einer Änderung der Ausrichtung führt. Diese Ausrichtungsänderung verursacht einen messspezifischen Fehler, der interpretiert und angegeben werden muss. Üblicherweise wird der Fehler korrigiert durch eine Überführung der Sensorsignale in fehlerbereinigte und orientierungsrichtige Daten. Die überführten Sensorsignale werden weiterführend als Sensordaten bezeichnet. In Tabelle 7 wird eine Fehlerinterpretation für einen Beschleunigungssensor und in Tabelle 8 für einen Winkelsensor durchgeführt, wobei die Angaben sich auf die Achsen und Bezeichnungen aus Abbildung 58 (s. Seite 74) beziehen. Die Fehler werden durch die Differenz zwischen dem idealen und dem realen Digitalwert veranschaulicht. Aus den in Kapitel 4 „Kalibrierung“ veranschaulichten Methoden zur optimalen Bestimmung der Sensorparameter sind als Ergebnis die in den Tabellen gezeigten Fehler ermittelt worden.

Tabelle 7 Abbildung von Gravitation und Spannung bei einer Sensitivität des Beschleunigungssensors von $\pm 1.5 \text{ g}$ bzw. $\pm 0.8 \text{ V/g}$

Gravitationsfeld wirkend auf die	Controller Pin/ Funktion	Spannung im Ruhezustand ⁴ [V]	Digitalwert ideal	Digitalwert real ⁵
a-Achse 0 g	P6B1 / ADC	1.65	2048	2030
b-Achse 0 g	P6B2 / ADC	1.65	2048	2041
c-Achse 1 g	P6B0 / ADC	2.45	3041	3074

Tabelle 8 Zuordnung von Winkeländerung und Spannung bei einer Sensitivität des Winkelsensors von $\pm 4.7 \cdot 0.67 \text{ mV/deg./sec}$

Rotation wirkend auf die	Controller Pin/ Funktion	Spannung im Ruhezustand [V]	Digitalwert ideal	Digitalwert real
a-Achse α	P6B3 / ADC	1.65	2048	2034
b-Achse β	P6B5 / ADC	1.65	2048	2052
c-Achse γ	P6B4 / ADC	1.65	2048	2065

Bei den digitalen Sensoren ist die Überführung der ausgelesenen Messwerte auf unterschiedliche Art (I2C, SPI, UART oder I/O-Pins) und in der nachfolgenden Tabelle 9 veranschaulicht. Die detaillierte Überführung des sensorspezifischen Digitalwertes in die sensorspezifische Messgröße wird nicht ausführlich beschrieben. Dies kann mit dem entsprechenden Datenblatt der Sensoren nachvollzogen werden.

Tabelle 9 Zuordnung der digitalen Sensoren zu den Portleitungen des MSP430

Digitaler Sensor	Controller Pin / Funktion	Digitalwert	Umgerechnet in die Messgröße	Messform
2D Kompass	P1B6-7 / I2C	2307	230,7°	absolut
Luftdruck-/Temperatursensor	P4B0-2 / SPI	16460 27856	39,1 °C 971,6 mbar	absolut und differenziell

⁴ Die Ruhespannung kann vom Realwert des Sensors abweichen, deshalb wird sie durch die Kalibrierung des Sensors individuell bestimmt und abgespeichert.

⁵ Versuchswerte aus einem Test mit dem BodyGuard-System.

Digitaler Sensor	Controller Pin / Funktion	Digitalwert	Umgerechnet in die Messgröße	Messform
Feuchte-/Temperatursensor	P1B4-5/I2C	2353 6505	75,79 %RH 25,35 °C	absolut
Herzschlagsensor	P2B2-4/IO-Port	991 Takte	62 1/min	differenziell
GPS	P3B4-5/UART	NMEA-Protokoll		absolut

Eine Ausnahme in der Tabelle 9 bildet der Herzschlag bzw. die Ermittlung der Herzfrequenz f_{Herz} (Herzschlag), da diese(r) nicht direkt erfassbar ist, sondern über mehrere Schritte berechnet wird. Die „direkte“ Messung des Herzschlages wird mit einem Brustgürtel durchgeführt, der den detektierten Herzschlag über eine Funkschnittstelle an das im BodyGuard-System integrierte Empfangsmodul übermittelt. Dieses Modul liefert periodische Rechtecksignale, welche von dem Mikrocontroller erfasst und über einen internen Timer auf eine normierte Zeitbasis überführt werden. Diese regelmäßigen Herzschlagimpulse werden in den nachfolgenden Formeln (59)-(60) in Herzschlägen pro Minute umgerechnet.

$$\left. \begin{aligned}
 f_{\text{Herz}} &= \frac{1}{\frac{\text{Takt zwischen den Herzschlägen}}{\text{Takt pro Sekunde}}} * \text{Sekunden pro Minute} \\
 f_{\text{Herz}} &= \frac{\text{Takt pro Sekunde}}{\text{Takt zwischen den Herzschlägen}} * \text{Sekunden pro Minute}
 \end{aligned} \right\} \quad (59)$$

$$f_{\text{Herz}} = \frac{1024}{991} * 60 = 61,998 \text{ 1/min} \approx 62 \text{ 1/min} \quad (60)$$

5.2.3 Normierung der Sensordaten

Die Werte der analogen Sensoren wie zum Beispiel des Beschleunigungs- und des Winkelsensors müssen für die Überführung von einem analogen Sensorsignal in einen gesuchten physikalischen Wert normiert werden.

Der Begriff Normierung ist wie folgt definiert: „Normierung ist die Herstellung der Vergleichbarkeit von Daten oder Datenreihen auf definierte physikalische Kenngrößen“.

Die Überführung der Sensorsignale zum Beispiel in einen normierten Beschleunigungswert kann in vier Arbeitsschritten beschrieben werden

1. Verwendung der vom Hersteller vorgegebenen Sensitivität (siehe Tabelle 4) in Abhängigkeit der zu erwartenden Beschleunigung für eine „normale“ Bewegung von 1,5 g.

$$AD_{1,5g} = \frac{\text{Sensitivität}_{1,5g} * \#AD_Werte}{\text{Versorgungsspannung}} \quad (61)$$

$$AD_{1,5g} = \frac{0,8 \text{ V/g} * 4096}{3,3\text{V}} = 992,96 \text{ 1/g} \approx 993 \text{ 1/g} \quad (62)$$

2. Nach der Bestimmung des Sensitivitätswertes $AD_{1,5g}$ wird die Ruhelage auf einen Wert von 2048 bei einer Sensitivität von 1,5 g festgelegt.
3. Die bei Bewegung gemessenen analogen Werte des Bodyguard-Systems werden durch kontinuierliche Wandlung mit dem AD-Wandler bei einer festen Abtastrate bestimmt.
4. Die aktuelle Beschleunigung des AD-Wandlers wird auf den normierten Beschleunigungswert g_{AD_x} bezogen und auf der lokalen Erdbeschleunigung von 1 g dargestellt.

$$g_{AD_x} = \frac{AD_Werte - Ruhewert}{AD_{1,5g}} = \frac{3420 - 2048}{993 \text{ 1/g}} = 1,38 \text{ g} \quad (63)$$

$$AD_\alpha = \frac{\text{Sensitivität}_{1Grad} * \text{Verstärkungsfaktor} * \#AD - \text{Werte}}{\text{Versorgungsspannung}} \quad (64)$$

$$AD_\alpha = \frac{0,00067 \text{ V/}^\circ\text{/s} * 4,7 * 4096}{3,3V} = 3,909 \text{ 1/}^\circ\text{/s} \approx 4 \text{ 1/}^\circ\text{/s} \quad (65)$$

$$v_{\varphi_\alpha} = -\frac{AD-Werte - Ruhewert}{AD_\alpha} = -\frac{2812 - 2048}{3,909 \text{ 1/}^\circ\text{/s}} = -195,4 \text{ }^\circ\text{/s} \quad (66)$$

Der normierte Beschleunigungswert g_{AD_x} ist in der nachfolgenden Tabelle für die verschiedenen Sensitivitäten des Beschleunigungssensors aufgelistet. Die Sensorwerte entsprechen den optimalen Werten, das heißt, dass ein Fehler der Sensoren nicht mit einberechnet ist. Die Kompensation dieser Sensorfehler wurde in Kapitel 4 ausführlich betrachtet und mittels der beschriebenen Kalibriermethoden minimiert. Die exakte Bestimmung des Ruhewertes und des Sensitivitätswertes bildet die Grundlage für eine genaue Ermittlung des zurückgelegten Weges und somit der neuen Position. Die Berechnungsgrundlagen wurden in Kapitel 2.2 detailliert beschrieben.

Tabelle 10 Zuordnung der Gravitations- und Spannungswerte zu den unterschiedlichen Sensitivität des Beschleunigungssensors

Sensitivität	±1,5 g			±2 g			±4 g			±6 g		
	-1	0	+1	-1	0	+1	-1	0	+1	-1	0	+1
Gravitation [g]	-1	0	+1	-1	0	+1	-1	0	+1	-1	0	+1
Spannung [V]	0,85	1,65	2,45	1,05	1,65	2,25	1,35	1,65	1,95	1,45	1,65	1,85
Spannungs-/ Digitalwertänderung bezogen auf 0g [V] / [Digit]	-0,8 -993	-	+0,8 993	-0,6 -745	-	+0,6 745	-0,3 -372	-	+0,3 372	-0,2 -248	-	+0,2 248
Digitalwert [Digit]	1055	2048	3041	1303	2048	2793	1676	2048	2420	1800	2048	2296

Das Vorgehen bei der Normierung der Winkelgeschwindigkeit v_{φ_α} des Winkelsensors ist ähnlich dem des Beschleunigungssensors. Dabei werden die Kenngrößen des Sensors mit den Kennwerten des Bodyguard-Systems verrechnet. Der Winkelsensor zeigt eine hohe Sensitivität (maximal 0,67 mV/°/s) bei kleinen Winkeländerungen was prinzipiell sehr gut ist, allerdings beim BodyGuard-System nicht ausreicht. Aus diesem Grund wurde ein zusätzlicher invertierter Verstärker mit einer Verstärkung von 4.7 beim Bodyguard-System eingebaut. Dies bewirkt bei einer Winkeländerung von 1° eine Spannungsänderung von 3,15 mV. Die von Hersteller zur Verfügung gestellten 0,67mV/°/s entsprechen bei der Digitalisierung des Sensorwertes nur 1 Bit des AD-Wandlers, was somit das Sensorsignal in den Rauschbereich des Wandlers legt. Durch die zusätzliche Verstärkung wird das Digitalisierungsproblem umgangen. In der nachfolgenden Gleichung (67) wird die Berechnung der Winkeländerung φ_α aus den analogen Sensorsignalen mathematisch veranschaulicht wobei für die Sensitivität, für den Ruhewert und für den Verstärkungsfaktor der Idealwert angenommen wird.

$$\varphi_\alpha = \text{Winkelgeschwindigkeit} * \text{Zeit} = v_{\varphi_\alpha} * t = -195,4 \text{ }^\circ/\text{s} * 0,1\text{s} = -19,54^\circ \quad (67)$$

In Tabelle 11 wird der Zusammenhang zwischen Sensitivität und Winkelgeschwindigkeit, das heißt die Abbildung der Winkelgeschwindigkeit auf die zugehörigen Spannungen des Gyroskops, veranschaulicht. So ist ein bestimmter AD-Wert des Gyroskops mit einer kontinuierlichen Winkelgeschwindigkeit auf eine feste Drehgeschwindigkeit abbildbar. Die Sensorwerte sind symmetrisch, weichen aber bauteilspezifisch ab.

Tabelle 11 Zuordnung von Winkelgeschwindigkeit und Spannungen des Gyroskops

Sensitivität	± 1°				
Winkelgeschwindigkeit [°/s]	-180	-90	0	+90	+180
Spannung [V]	2,35	2,00	1,65	1,30	0,95
Spannungs-/ Digitalwertänderung bezogen auf 1° [V]/[Digit]	0,70 704	0,35 352	-	-0,35 -352	-0,70 -704
Digitalwert [Digit]	2752	2400	2048	1696	1344

Aus den in diesem Abschnitt vorgestellten und anhand von zwei verwendeten Sensoren expliziert veranschaulichten Abbildungs- bzw. Überföhrungsfunktionen der Sensorsignale in Sensordaten können nun in den nachfolgenden Kapiteln die Sensordaten als nutzbare Bewegungsdaten interpretiert werden.

5.3 Sensordatenfusion

Der Begriff „Sensordatenfusion“ bezeichnet die Verknüpfung der Ausgabedaten von mehreren Sensoren. Im folgenden Abschnitt werden die einzelnen Schritte der Sensordatenfusion erläutert. Zunächst werden die Sensordaten mit Hilfe der in Kapitel 4 beschriebenen Kalibrierfunktion normiert und in die gewünschte physikalische Größe überführt. Anschließend führen wir eine sogenannte Integration der Sensordaten aus. Das bedeutet, dass die Differenzfläche zwischen der Messkurve der Sensordaten und einem „Normal“ (für absolute Messwerte) bzw. einem Kalibrierwert (für relative Messwerte) mit Hilfe der Integralrechnung $\int_a^b f(x)dx = \sum_{i=a}^b (F(Cal) - F(x_i))$ bestimmt wird. Im weiteren Verlauf des Prozesses der Sensordatenfusion werden die integrierten Daten mehrerer Sensoren verknüpft (Datenfusion) unter der Bedingung einer Plausibilitätsprüfung der einzelnen Sensordaten zueinander. Das Ziel ist es, Informationen besserer Qualität zu gewinnen. In unserem Fall werden Eigenschaften unterschiedlicher Sensoren zu einer neuen Eigenschaft höherer Güte verknüpft. Dadurch soll das gewünschte Resultat besser abgebildet werden. Die erläuterten Prozessschritte werden im folgenden Abschnitt detailliert vorgestellt. Zusätzlich folgen zwei Abschnitte zum Thema der Mustererkennung und der merkmalsbasierten Lokalisierung, welche zur weiteren Fehlerminimierung bei der späteren Positionsbestimmung beitragen. Die Sensordaten werden nochmals verfeinert und aufeinander abgestimmt.

5.3.1 Integration der Sensordaten

Der Begriff „Datenintegration“ beschreibt in der Bewegungsanalyse ein mathematisches Hilfsmittel zur Bestimmung der Richtung und des Betrages der jeweiligen erfassten Sensormessdaten.

Wie eingangs beschrieben wird das Integral der Messwerte gebildet, um die Differenzfläche zwischen der Messkurve der Sensordaten und dem „Normal“ bzw. dem Kalibrierwert zu bestimmen. Bei der Integration der Messwerte wird unterschieden zwischen absoluten und relativen Messwerten. Bei absoluten Messwerten ist die Integration keine mathematische Integration im Sinne einer Aufsummierung, sondern immer nur die Betrachtung der Änderung zum Startwert, dem „Normal“. Aus der Differenz zwischen aktuellem Wert und „Normal“ werden dann die integrierten Werte dargestellt. Bei relativen Messwerten wird immer aufsummiert zum Vorhergehenden. Diese Form der Datenintegration wird im Diagramm 16 anhand des Gyroskops veranschaulicht. In der Abbildung sind die Bewegungsdaten eines Drehbankexperimentes gezeigt. Zu sehen ist im linken Diagramm die Winkelgeschwindigkeit des Sensors in der Abhängigkeit von der Zeit. Aufgrund der konstanten Winkelgeschwindigkeit der Drehbank nach dem Anfahren sehen wir eine rechteckige Signalform. Beim Gyroskop handelt es sich um relative Messwerte. Von daher wird bei der Integration der Winkelgeschwindigkeit zur Bestimmung der Winkeländerung jeder Messwert zum vorhergehenden aufsummiert. Das Ergebnis, die Winkeländerung, ist in der rechten Grafik gezeigt. Die Abbildung der Geschwindigkeit für die später folgende

Sensordatenfusion erfolgt über den Anstieg der Winkeländerung. Mit dem Schritt der Integration der Sensordaten ist die Geschwindigkeit richtungsabhängig und eine absolute Messgröße.

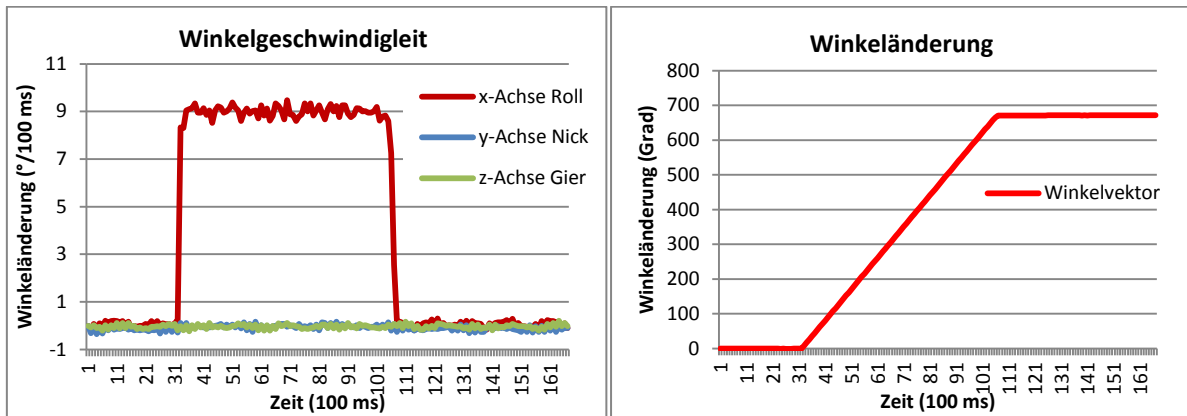


Diagramm 16 Drehbankexperiment mit 15 Umdrehungen (rpm); links: Rechteckförmiges Drehbanksignal des Gyroskops, rechts: lineare Winkeländerung über der Zeit aus der Datenintegration

Im Folgenden werden anhand der verschiedenen verwendeten Sensoren weitere Beispiele der Bewegungsanalyse durch Nutzung der absoluten Datenintegration erläutert.

Für die Beschleunigung, das heißt den Beschleunigungssensor, wird wie auch beim Magnetfeld- und Luftdrucksensor die Datenintegration für absolute Messwerte genutzt. Dementsprechend werden die Werte des Sensors in Bezug auf den 1g Erdbeschleunigungsvektor abgebildet. Durch die anschließende Aufsummierung der Werte erhält man eine Aussage zur relativen Änderung der Beschleunigung bezogen auf 1g. Nun können die Messwerte der Beschleunigung auch in einen Weg mit einer zusätzlichen Rotation überführt werden durch doppelte Integration. Dann ist unser verwertbares Ergebnis für die Bewegungsanalyse aus der Datenintegration eine absolute Wegänderung.

Beim Magnetfeldsensor ist das Ziel der Datenintegration, eine beschleunigungsentkoppelte Lagebestimmung im Raum durchzuführen. Zuerst wird das gemessene Magnetfeld auf das Erdmagnetfeld als ortsbezogener, konstanter, absoluter Vektor abgebildet. Dieser ortsbezogene Vektor wird anschließend genutzt, um die relative Winkeländerung zu bestimmen und damit die beschleunigungsentkoppelte Lage im Raum festzulegen.

Der Luftdruck, gemessen mit einem Barometer, ist hilfreich für die Bestimmung der Höhenänderung. Dies geschieht mit der Datenintegration der absoluten Messwerte, das heißt relativ zum Anfangswert, der durch die aktuelle Wetterlage bestimmt wird. Wir betrachten den für uns relevanten „Anfangswert“, das bedeutet den ermittelten absoluten Luftdruckwert, und den nachfolgenden Wert für die später folgende relative Höhenbestimmung.

5.3.2 Plausibilitätsbestimmung der Sensordaten

Für die Sensordatenfusion ist die Überprüfung der erfassten Sensorsignale auf Plausibilität grundlegend. Durch den Vergleich der erfassten Einzelsignale der Sensoren auf die Übereinstimmung mit dem jeweils anderen Sensorsignal wird sichergestellt, dass eine Datenfusion mit einem minimalen Fehler möglich ist. Ein solcher Vergleich ist im Diagramm 17 gezeigt.

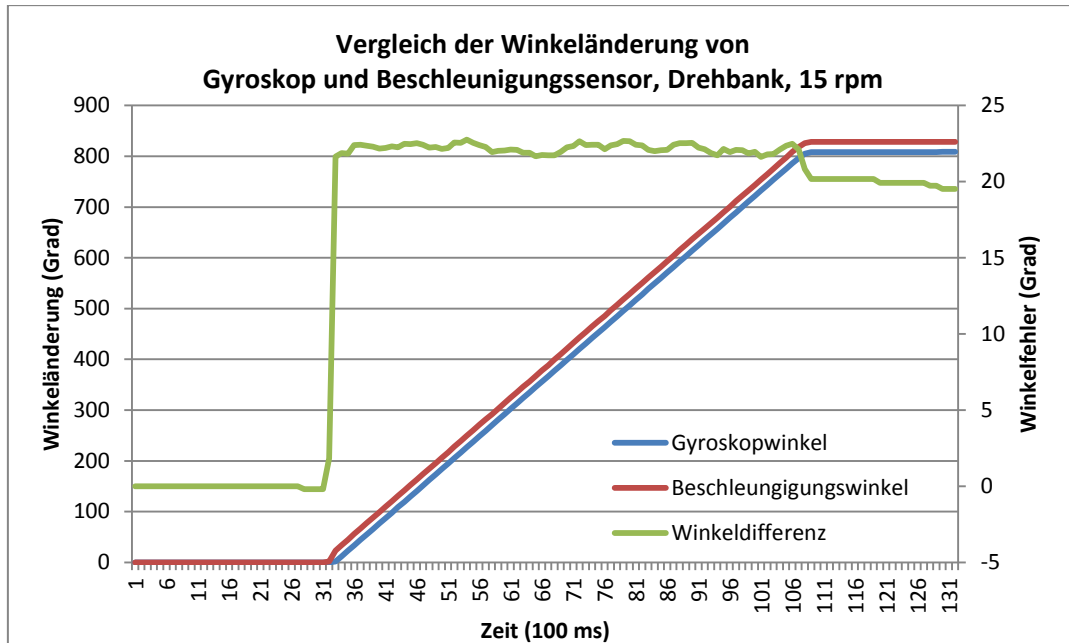


Diagramm 17 Vergleich der von Gyroskop und Beschleunigungssensor gemessenen Winkeländerung bei einem Drehbankexperiment

Die bei dem Drehbankversuch gemessenen Daten des Gyroskopes (blaue Linie) werden mit den gemessenen Daten des Beschleunigungssensors (rote Linie) verglichen. Die Messgröße des Gyroskopes ist die Winkeländerung in $^{\circ}$. In diese physikalische Größe wird das Signal des Beschleunigungssensors umgerechnet, um anschließend die beiden Signale miteinander zu vergleichen. Die Differenz zwischen dem Signal des Gyroskopes und des Beschleunigungssensors wird mit der grünen Kurve auf einer Sekundärachse gezeigt. Der Sprung bei ca. 310 ms kommt durch die Beschleunigungsänderung beim Anfahren der Drehbank die vom Beschleunigungssensor gemessen wird, nicht aber vom Gyroskop. Nach diesem Anfahren bleiben die Daten bis zum Abbremsen konstant. Dieses Plateau in der grünen Kurve von ca. 310 ms bis ca. 1060 ms zeigt, dass der Gyroskopwinkel und der Beschleunigungswinkel übereinstimmen und unsere **Daten plausibel** sind. Nun können wir zum nächsten Schritt gehen, der Sensordatenfusion.

5.3.3 Mögliche Datenfusionen der verschiedenen Sensoren

Eingangs von Kapitel 5.3 wurde bereits der Begriff Sensordatenfusion definiert. Im Folgenden wird nun die Sensordatenfusion anhand der in dieser Arbeit verwendeten Sensoren beispielhaft erläutert.

Datenfusion für eine XYZ-Bewegung:

Der Beschleunigungssensor hat in der Ruhelage einen Anfangswert von 1 g. Wird der Sensor bewegt ändert sich die Länge des Beschleunigungsvektors. Dabei stellt sich die Frage, welcher Anteil an der Änderung durch die Beschleunigung verursacht wird und welcher Anteil durch die Drehung. Um dies zu ermitteln, wird der Magnetfeldsensor als beschleunigungsloser Winkelsensor verwendet. Die mit dem Magnetfeldsensor gemessenen Werte werden mit den Daten des Beschleunigungssensors verrechnet, um die Winkeländerung, das heißt die Drehung, aus dem Beschleunigungsvektor zu eliminieren. Als Ergebnis erhalten wir einen Beschleunigungsvektor der nicht mit einer Winkeländerung behaftet ist. Diesen Zusammenhang der beiden Sensoren zueinander und die Verknüpfung mit dem Gyroskop ermöglichen eine vollständige Kalibrierung aller drei Sensoren gegeneinander auf die lokale Ortsnormale, die Erdbeschleunigung und das Magnetfeld, wie bereits in Kapitel 4 beschrieben.

Datenfusion für eine $\alpha\beta\gamma$ -Rotation:

Beim Gyroskop nutzten wir ebenfalls die Sensordatenfusion im Zusammenspiel mit dem Magnetfeldsensor, um Fehler der Winkeländerung die durch ein externes Magnetfeld verursacht werden („soft iron offset“) zu kompensieren beziehungsweise zu eliminieren. Dabei ist zu beachten, dass das Gyroskop eine hohe Genauigkeit mit kleinem Winkelfehler über einen kurzen Zeitraum aufweist und über lange Zeiträume einen hohen Drift aufweist. Dies gilt auch umgekehrt, der Magnetfeldsensor kann durch externe Störmagnetfelder beeinflusst werden. Diese können mit dem Gyroskop kompensiert werden. Treten die Störmagnetfelder [Free13] über einen längeren Zeitraum auf werden Sie wie im Kapitel 4.4 „Dynamische Kalibrierung“ auskalibriert und haben keinen Einfluss auf die Rotation bzw. die Orientierungsbestimmung.

Datenfusion für eine z-Bewegung:

Bei der Erfassung der Höhenänderung wird die Datenfusion zur Steigerung der Genauigkeit bzw. zur eindeutigen Identifikation genutzt. Dabei fusioniert der Luftdrucksensor oder das Barometer mit dem Beschleunigungssensor. Im Detail sieht diese Fusion wie folgt aus: Die erwähnte Luftdruckänderung tritt zum Beispiel beim Steigen einer Treppe oder durch das Fahren in einem Fahrstuhl auf. Das Problem bei der Erfassung der Höhenänderung ist, dass durch das Schwingen des Körpers der kurze Beschleunigungsimpuls mit der vertikalen Höhenänderung überlagert wird. Damit ist die Bestimmung der Höhenänderung nur aus dem Signal des Beschleunigungssensors nicht immer exakt möglich. Bei der Nutzung des Luftdrucksensors wird nur die Luftdruckänderung, das heißt die barometrische Höhenänderung, erfasst. Dadurch kann im Vergleich mit den Daten des

Beschleunigungssensors auf eine exakte Höhenänderung zurückgerechnet werden. Zusätzlich kann durch den Luftdrucksensor auf eine hohe Genauigkeit über einen kleinen Zeitraum verwiesen werden, da wetterbedingte Luftdruckänderungen langsame Prozesse sind. Auf Sonderfälle bei der Bestimmung der Höhenänderung beziehungsweise der Nutzung des Luftdrucksensors wird im Abschnitt 6.3.1 ab Seite 106 näher eingegangen.

Mit diesen Sensordatenfusionen können Fehler der Sensoren und damit der Messwerte minimiert werden. Durch eine Mustererkennung oder eine merkmalsbasierte Lokalisierung die beide in den folgenden Abschnitten beschrieben werden können weitere Fehler minimiert werden.

5.3.4 Grundmuster der Bewegungsanalyse

Für die Festlegung von Grundmustern für die Bewegungsanalyse werden die einzelnen Sensorachsen bzw. die einzelnen 3D-Komponenten der Sensoren ausgewertet. Dadurch wird die erfasste Sensordatenmenge reduziert. Es werden wie bei der Bewegungsanalyse mit Hilfe der Datenintegration und Sensordatenfusion die kalibrierten Sensordaten genutzt, um die Genauigkeit zu erhöhen.

Die Reduktion der Datenmenge sieht jetzt für die einzelnen Sensoren wie folgt aus:

- Von dem Beschleunigungssensor werden nur die Daten der z-Achse eingehender betrachtet. Diese sind von Nutzen bei der Schrittcharakterisierung.
- Beim Gyroskop ist nur die Analyse der Gier-Achse (x-Achse) notwendig zur Erkennung eines Kurvenlaufes (vertikale Achse der Person).
- Der Magnetfeldsensor hilft bei der Erkennung einer Treppe. Das Magnetfeld ändert sich auf allen 3 Achsen wenn eine Stufe erklommen wird.
- Der Luftdrucksensor ist wie bereits zuvor erwähnt sehr hilfreich zur Erkennung einer Fahrstuhlfahrt. Weiterhin wird er auch zur Höhenänderungserkennung genutzt.

Die Festlegung von Grundmustern basiert auf der Detektion markanter Punkte im Bewegungsablauf, wodurch wir die Bewegung besser charakterisieren können. Dieses Verfahren wurde in Zusammenarbeit mit Herrn Wanner in dessen Diplomarbeit entwickelt [Wann07]. Markante Punkte im Muster werden durch Bewegungsmerkmale wie Gehen, Treppensteigen, Hüpfen, Rennen usw. beschrieben. Aufgrund dieser Bewegungsmerkmale ist es möglich, den Sensordaten auch die Bewegungsart der zu detektierenden Person zuzuordnen. Die markanten Punkte einer Bewegungsdetektion sollen anhand eines Schrittbeispiels wie in dem Diagramm 18 gezeigt ist näher erläutert werden.

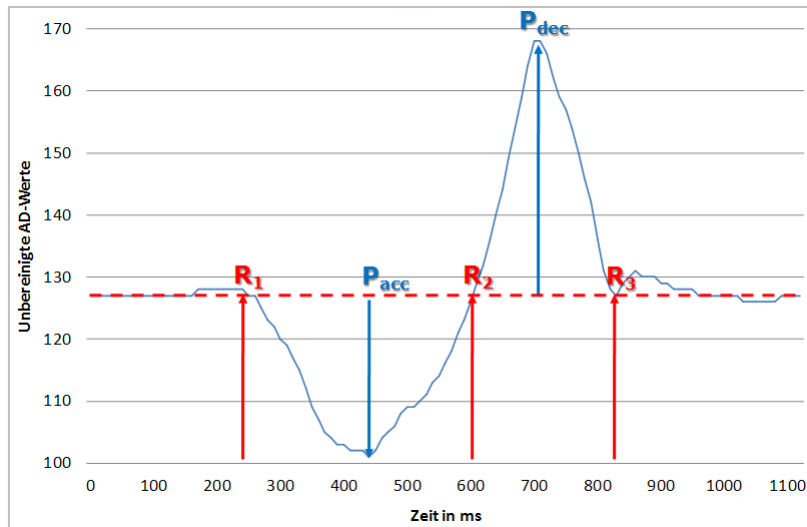


Diagramm 18 Beispiel von markanten Punkten anhand des Grundmusters eines Schrittes

In diesem Grundmuster steht R_1 für den Beginn eines Schrittes, dies bedeutet der Fuß ist auf dem Erdboden und in der Ruhelage. Nun wird er angehoben und beschleunigt bis er beim Pendeln des Beines das Maximum der Beschleunigung erreicht. Dieses Maximum ist hier mit P_{acc} bezeichnet. Nun wird der Fuß schon zum Aufsetzen abgebremst, berührt den Boden mit der Ferse und wir sind bei R_2 . Im Abbremsen, das heißt dann Abrollen des Fußes, erreichen wir das Maximum der Verzögerung, hier als P_{dec} bezeichnet. An diesem Punkt beginnt schon die Umsetzphase des Beines. Zum Schluss landen wir wieder in der Ruhephase bei R_3 . Das Ende des Schrittes ist erreicht und wir warten auf den nächsten Schritt bzw. die nächste Pendelbewegung. Zusammenfassend können wir diesen Musterablauf in drei Bewegungsphasen einteilen:

- R_1 - R_2 Beschleunigung des Beins in der Pendelbewegung nach vorn in der ersten Hälfte der Bewegung und dann beginnendes Abbremsen zum Aufsetzen
- R_2 - R_3 Aufsetzen des Beins und Abrollen des Fußes
- R_3 - R_1 Ruhephase des Beins (Zeit der Ruhephase ist geschwindigkeitsabhängig)

Das Signal eines Schrittes kann anhand dieser markanten Punkte charakterisiert werden. Dabei ist egal ob man mit 2 km/h geht oder mit 12 km/h läuft. Dies ist noch einmal veranschaulicht in Diagramm 19, in der zwei Diagramme gezeigt sind. Im linken Diagramm sind die Gehkurven dargestellt, aufgenommen mit Geschwindigkeiten zwischen 2 km/h und 7 km/h. Im rechten Diagramm werden die Laufkurven für Geschwindigkeiten zwischen 8 km/h und 12 km/h gezeigt. Bei beiden Diagrammen sind die wesentlichen Punkte (R_1 , P_{acc} , R_2 , P_{dec} und R_3) gut zu erkennen auch wenn die Verläufe unterschiedlich sind.

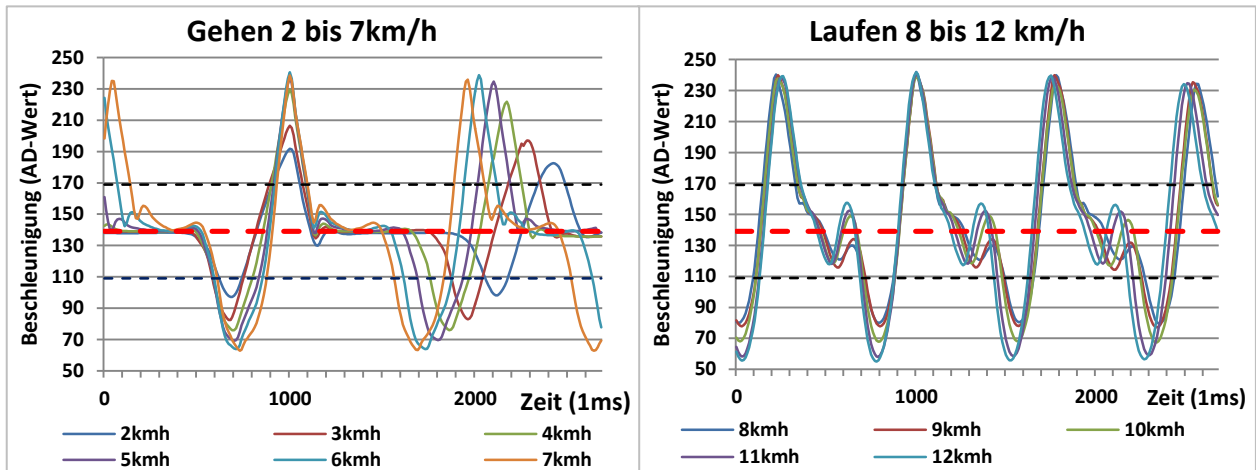


Diagramm 19 Grundmuster Schritt für die Bewegungsformen Gehen (links) und Laufen (rechts)

In der nachfolgenden Tabelle 12 sind die Geschwindigkeiten der Schrittversuche mit den jeweiligen Schrittlängen von zwei Probanden erfasst. Bei den Geschwindigkeiten von 3 – 6 km/h sprechen wir von Gehgeschwindigkeit und erreichen Schrittlängen zwischen 1 m und 1,75 m (gemessen) bzw. 1,05 m – 1,62 m (berechnet). Bei Laufgeschwindigkeiten ab 4 km/h bis 12 km/h liegen die Schrittlängen zwischen 1,10 m und 2,35 m.

Tabelle 12 Zuordnung der verschiedenen Geschwindigkeiten zu erfassten und berechneten Schrittlängen

Geschwindigkeit km/h	Parameter					
	Proband 1			Proband 2		
	Schrittlänge (m)		Zeit (s)	Schrittlänge (m)		Zeit (s)
	gemessen	berechnet	gemessen	gemessen	berechnet	gemessen
3*	1.00	1.12	1.20	1.03	1.05	1.20
4*	1.03	1.34	1.04	1.30	1.27	1.08
6*	1.55	1.62	1.04	1.75	1.56	1.00
4**	1.10	1.10	0.76	1.30	1.32	1.00
6**	1.43	1.44	0.84	1.50	1.50	0.84
8**	1.60	1.58	0.72	1.80	1.76	0.84
10**	2.28	2.29	0.76	2.18	2.14	0.80
12**	2.23	2.35	0.64	2.35	2.30	0.72

x* Gehgeschwindigkeit, x** Laufgeschwindigkeit

Anhand dieses Beispiels, der Charakterisierung markanter Punkte, wird deutlich wie diese Merkmale für die Positionsbestimmung genutzt werden können und welche Verbesserung der Lokalisierungsergebnisse unter Verwendung der Schrittlängenbestimmung erreicht werden kann. Diese Methode hat zusätzlich den Vorteil, dass eine Bewegung abgeschlossen ist und wie in Kapitel 3.3 beschrieben Ruhepunkte genutzt werden. Somit kann das Messintervall (Bewegungszeitraum) in kleine abgeschlossene Zeiträume unterteilt werden. Durch die Beendigung des Messintervalls werden sensorbedingte Fehler wie Drift oder Temperaturfehler eliminiert. Mittels dieser Methode wird der sensorbedingte Lokalisierungsfehler verringert.

Ein anderes Verfahren zur Grundmustererkennung sind neuronale Netzwerke⁶. Die neuronalen Netze erkennen unter Verwendung aller Sensordaten nach einer Trainingsphase die erlernten Muster in den Sensordaten. Dieses Verfahren wird gerade in einer Bachelorarbeit untersucht und liefert gute Ergebnisse die im Folgenden kurz erläutert werden. Erste Ergebnisse der Mustererkennung sind in Abbildung 61 abgebildet und verdeutlichen Einsatzmöglichkeiten dieses Verfahrens für die Indoor-Lokalisierung. In der Abbildung ist das Experiment „Treppe steigen“ gezeigt wobei eine Treppe mit 6 Treppenabschnitten erklommen wurde die um einen Fahrstuhlschacht verläuft. Die Erkennung von Mustern wie Schritte, Teppen und Türen sind aktuell trainiert und werden evaluiert.

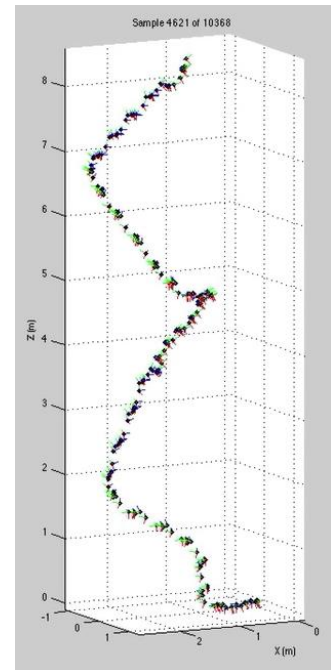


Abbildung 61 Schritt- und Treppenerkennung mit Hilfe des neuronalen Netzes

Im nächsten Abschnitt wird die Lokalisierung anhand solcher Grundmuster bzw. Merkmale eingehender vorgestellt.

5.3.5 Merkmalsbasierte Lokalisierung

Im vorherigen Abschnitt wurden Bewegungsmerkmale bzw. Grundmuster festgelegt die für die Lokalisierung einer Person genutzt werden können. Außerdem können die Messfehler die durch die Sensoren entstehen durch die Nutzung der Merkmale für die Bewegungsanalyse minimiert werden. Diese merkmalsbasierte Lokalisierung beruht auf Annahmen von Symmetrie, Gradlinigkeit und Ebenheit von Gebäuden ähnlich der Methoden „Principal Building Directions“ oder „Principal Building Mapping“.

Dies soll anhand eines kurzen Beispiels erläutert werden.

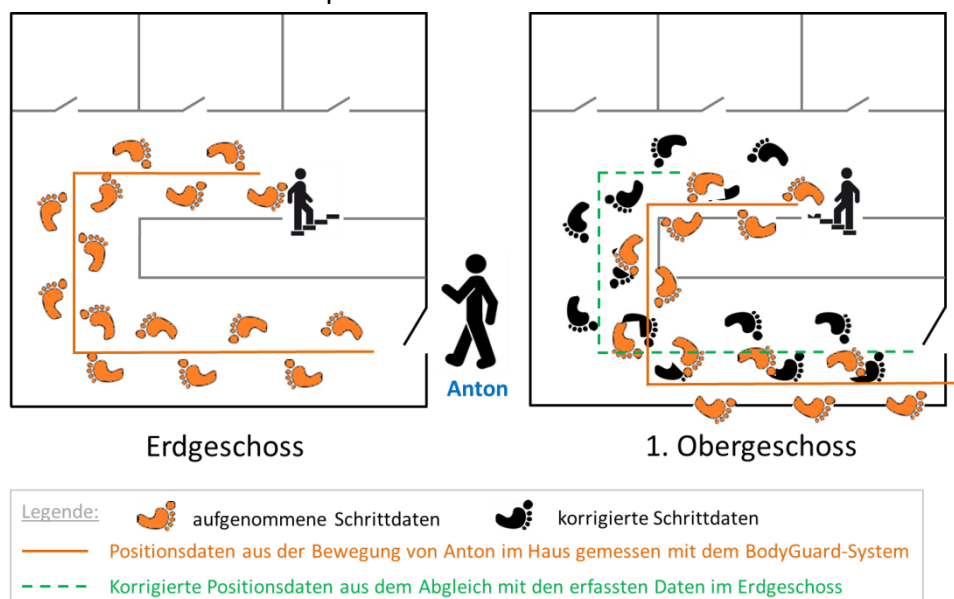


Abbildung 62 Detektion der Position und Fehleranalyse anhand der merkmalsbasierten Lokalisierung in einem Gebäude

⁶ Realisierung in MatLab von MathWorks©

In Abbildung 62 sind das Erdgeschoss und das erste Stockwerk eines Gebäudes zu sehen. Wir nehmen an, dass das Gebäude symmetrisch ist. Dies heißt für uns: die Treppen liegen übereinander, das Treppenhaus ist durchgängig gleich groß, die Flure sind meist gleich breit und so weiter. In unserem Beispiel bewegt sich Anton von der Haustür über den Flur zum Treppenhaus und die Treppe nach oben. Der zurückgelegte Weg ist mit orangenen Fußabdrücken gekennzeichnet. Er geht aus dem Treppenhaus im 1. Obergeschoss hinaus auf den Flur, um zu seiner Wohnung zu gelangen. Dabei detektieren die Sensoren einen anderen Weg bzw. Verlauf des Flurs. In der Abbildung ist dies durch die orangenen Fußabdrücke und die orangefarbene Linie gekennzeichnet. Auf unserer Auswertung sieht es so aus, dass Anton durch Wände gehen kann. Nun wissen wir durch die merkmalsbasierte Lokalisierung und durch die Symmetrie, dass dies ein Fehler sein muss und können ihn mit Hilfe der Daten aus dem Erdgeschoss korrigieren. In Abbildung 62 ist diese Korrektur mit einer grünen Linie und den schwarzen Fußabdrücken gekennzeichnet.

Diese Methode der merkmalsbasierten Lokalisierung funktioniert vollständig ohne Karten- bzw. Gebäudepläne da nur Annahmen zum Aufbau eines Gebäudes genutzt werden. Diese Methode arbeitet entgegen dem Prinzip des „Map matching“, wo zurückgelegte Wege auf eine gegebene Karte oder einen Gebäudeplan projiziert werden und ohne eine Karte nicht richtig funktionieren. Dabei berechnet der „Map matching“-Algorithmus auf Basis von Maßstäben der Karte den zurückgelegten Weg. Des Weiteren werden zusätzlich Wände, Flure und Türen des Kartenmaterials genutzt, um den durch die Sensordaten bestimmten wahrscheinlichsten Weg abzubilden. Die Startposition und Ausrichtung der Bewegungsdaten auf der Karte erfolgt dabei über eine Standortfestlegung als Startparameter oder aus GPS-Koordinaten einer IMU.

Die merkmalsbasierte Lokalisierung kann zur Gebäuderekonstruktion und Kartenerstellung für „Map matching“ genutzt werden. In diesem Rahmen ist es möglich Türen, Treppen, Flure und Wände, die Änderung der Richtung auf einem Flur oder Zimmer sowie das Betreten von Zimmern zu registrieren und zu kartographieren.

5.4 Positionsbestimmung

In den vorhergehenden Abschnitten wurde von der Methodik der Bewegungsanalyse über die Auswertung der Sensorsignale, die Nutzung der Sensordatenfusion zur Fehlerminimierung hingearbeitet auf die Auswertung der Daten zur Positionsbestimmung. Wie bereits in den Abschnitten 5.3.4 und 5.3.5 werden die Sensordaten in Bezug auf die Bestimmung der Position ausgewertet. Aus dem zurückgelegten Weg, der Höhenänderung, dem Neigungswinkel und all den anderen gewonnenen Informationen ist es möglich, den Bewegungsverlauf einer Person nachzuvollziehen.

In Abbildung 63 ist der Ablauf des Positionsbestimmungsalgorithmus schematisch gezeigt. Diese Abbildung ist gestaltet in Anlehnung an Abbildung 7.11 aus [Schm12]. Die Schritte sind von ① bis ⑩ nummeriert. Ebenfalls werden an den verschiedenen Pfeilen die jeweiligen physikalischen Größen aufgelistet.

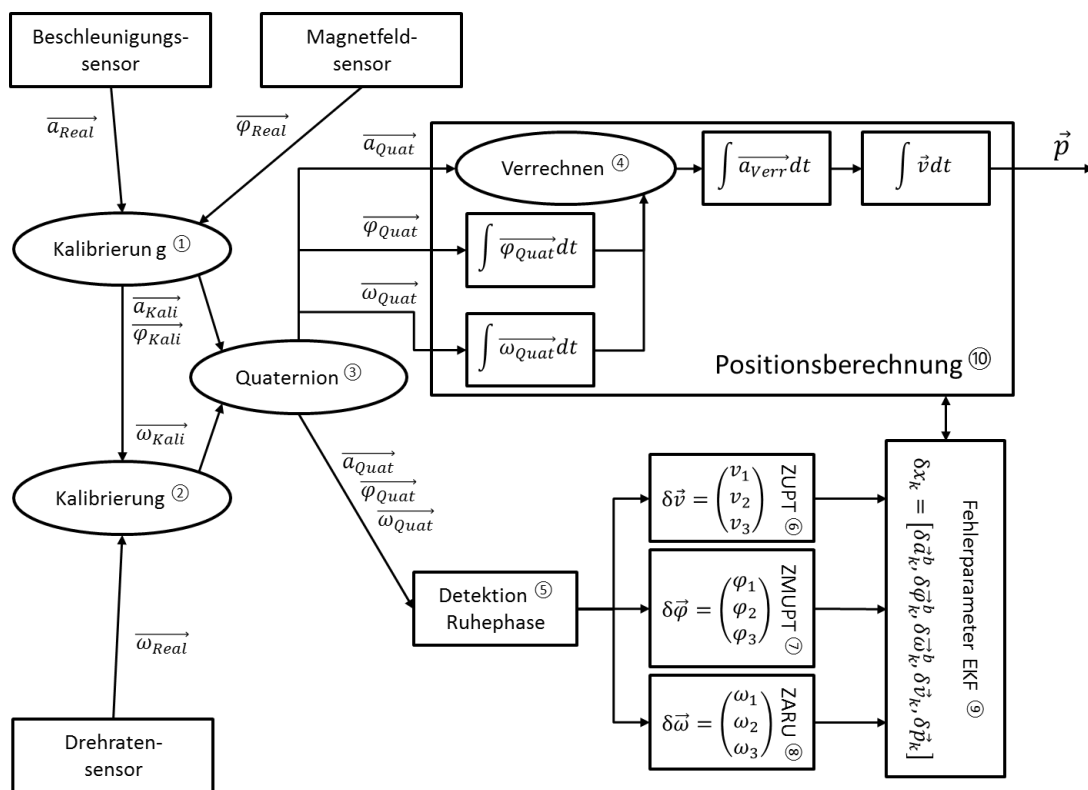


Abbildung 63 Einflussgrößen im Positionsbestimmungsalgorithmus

Zunächst betrachten wir die drei Sensoren (Beschleunigungssensor, Magnetfeldsensor und Drehratensensor oder Gyroskop) die uns die Messgrößen liefern. Diese Messgrößen sind fehlerbehaftet und werden durch den in Kapitel 4 „Kalibrierung“ beschriebenen Prozess korrigiert. Dies sind Schritt ① und ②. Anschließend werden im Schritt ③ die kalibrierten Daten mit Hilfe der Quaternion von Sensor-Körperkoordinaten in Weltkoordinaten überführt. Es folgt die Detektion der Ruhephase in Schritt ⑤ und eine Fehleranalyse mit den nachfolgenden Verfahren.

- **ZUPT** (= Zero Velocity Update, Schritt ⑥): ist das Verfahren zur Fehlerbereinigung des Beschleunigungssensors. Die Ruhephasenerkennung dient zur Rekalibrierung der Sensoren und zur Reduktion des Folgefehlers. Dieser Folgefehler entsteht bei der Ableitung der Beschleunigung \vec{a} durch die Annahme die Geschwindigkeit \vec{v} ist gleich Null und die Winkelposition ist dieselbe (siehe Abschnitt 3.3).
- **ZMUPT** (= Zero Magnetic Angle Update, Schritt ⑦): Dieses Verfahren ist in Anlehnung an die ZUPT-Methode gestaltet, nur das hier der Magnetfeldsensor in allen drei Achsen betrachtet wird. Der Magnetfeldsensor wird zur Rekalibrierung der Drehgeschwindigkeit und der Nullpunkte genutzt. Dieses Verfahren ist neu da es für alle 3 Achsen/Winkel anwendbar ist. Bisher wurde die YAW-Methode genutzt die nur mit dem YAW-Winkel des Magnetfeldsensors arbeitet und zur Rekalibrierung einer Achse angewandt wird (siehe Abb. 7.11 in [Schm12]).
- **ZARU** (= Zero Angular Rate Update [Raja08], Schritt ⑧): wird als Methode beim Gyroskop angewendet in Bezug auf den aktuellen Drehwinkel. Die Ruhephasenbestimmung als Grundlage erfolgt wie beim ZUPT-Verfahren. Der einzige Unterschied gegenüber ZUPT ist, dass bei ZARU die Winkelgeschwindigkeit $\vec{\omega}$ rekalibriert wird.

Aus diesen Verfahren werden die Fehlerparameter EKF (Extended Kalman Filter) bestimmt und in Schritt ⑨ angegeben. Dieser Schritt ⑨ fließt neben der Verrechnung (Schritt ④) in Schritt ⑩ -der Positionsbestimmung- mit ein. Am Ende erhalten wir die Position \vec{p} . Dieser Prozess wird kontinuierlich während der Messung durchgeführt.

Um den beschriebenen Algorithmus etwas zu veranschaulichen, sind in Abbildung 64 die erfassten und analysierten Bewegungsdaten visualisiert.

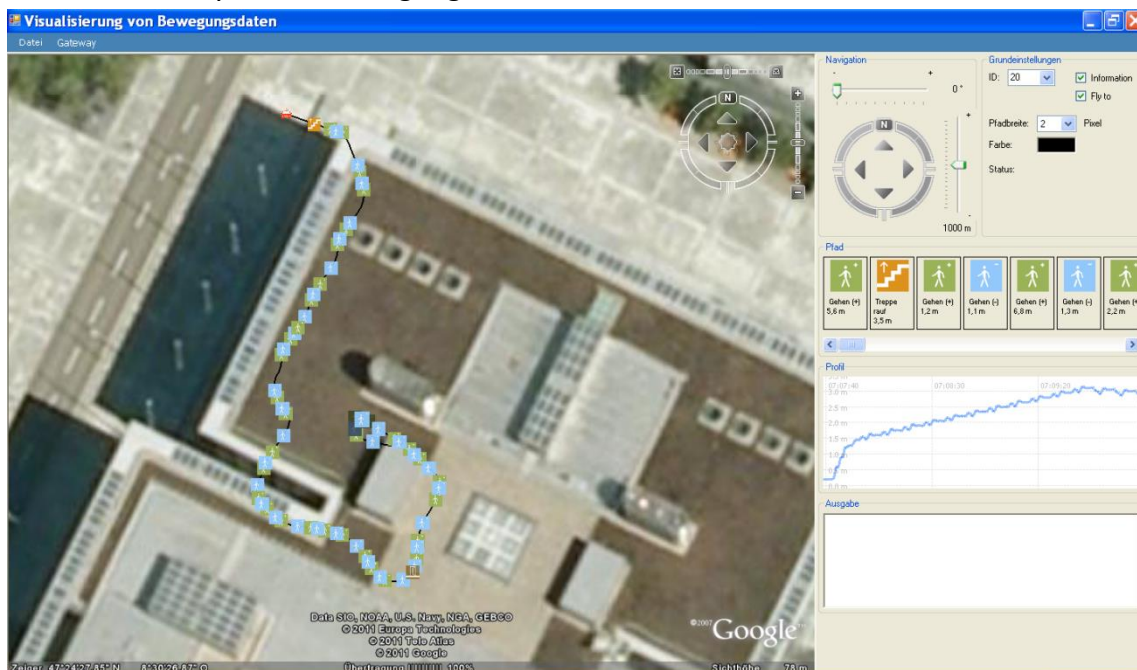


Abbildung 64 Detektion einer Bewegung in einem Gebäude mit dem BodyGuard-System

Im rechten Teil der Abbildung sind unter Pfad die verschiedenen Grundmuster wie „Gehen“ (grün – Hochlaufen/Steigung, blau – Runterlaufen/Gefälle) und „Treppe steigen“ gezeigt. Diese finden sich dann links im Bild wieder. Dort kann genau nachvollzogen werden an welcher Position sich der Proband befindet und welche Bewegung er durchgeführt hat, um seinen Ort zu ändern.

5.5 Unsicherheitsbetrachtung

Für eine erfolgreiche und möglichst exakte Positionsbestimmung ist eine genaue Betrachtung der Ergebnisunsicherheit unerlässlich. In diesem Abschnitt wird auf die Einflussgrößen des BodyGuard-Systems und auf die spezifischen Unsicherheiten der Sensoren die durch die Kalibrierung minimiert werden, eingegangen. Dies geschieht in Anlehnung an die GUM⁷-Richtlinie [JCGM08]. In dieser Richtlinie zur Bestimmung der Messunsicherheit sind alle theoretischen und mathematischen Ansätze definiert. Dabei gibt es drei Strategien zur Messunsicherheitsbestimmung: a) analytisch-rechnerisch, b) integral-experimentell, c) Hybridstrategie. Auf Grundlage dieser Möglichkeiten ist durch GUM eine universelle Methode zur Ermittlung und Angabe der Unsicherheit von Messergebnissen gegeben. Bei den Ermittlungsmethoden unterscheidet man zwischen **Typ A** und **Typ B**. **Typ A** ist die Methode zur Berechnung der Messunsicherheit durch statistische Analyse von Reihen von Beobachtungen. **Typ B** hingegen ist die Methode zur Berechnung der Messunsicherheit mit anderen Mitteln als der statistischen Analyse von Reihen und Beobachtungen [DIN13005]. In dieser Arbeit ist **Typ A** relevant für die Betrachtungen. Allerdings würde die ausführliche Bestimmung der Messunsicherheit den Rahmen dieser Arbeit sprengen, daher wird nur im Ansatz auf die Methodik eingegangen.

Zuerst ist es wichtig, die Einflussparameter auf die Gesamtmessunsicherheit bzw. Ergebnisunsicherheit des BodyGuard-Systems zu definieren. Dies ist schematisch in Abbildung 65 geschehen.

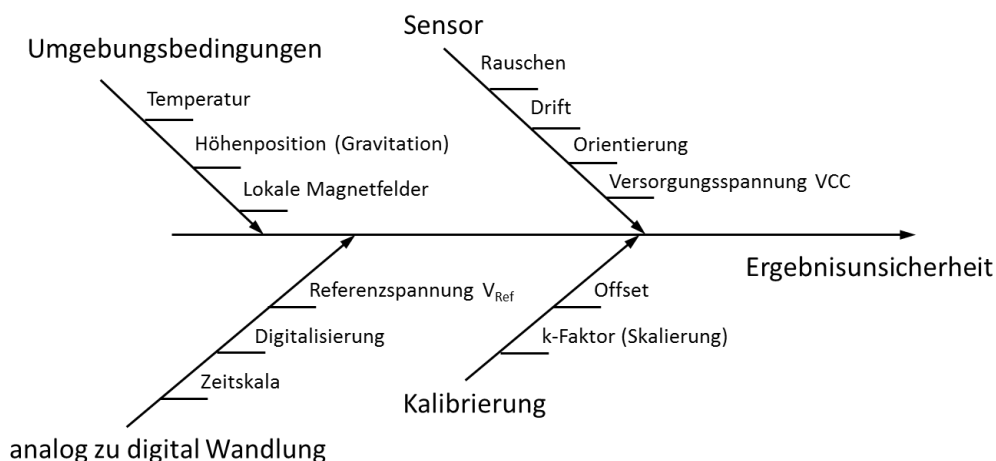


Abbildung 65 Einflussgrößen der Ergebnisunsicherheit beim BodyGuard-System

⁷ ISO/BIPM-Leitfaden „Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement“.

Von der Bewegungsanalyse zur Positionsbestimmung

In diesem Schema sind die vier Haupteinflüsse genannt: die Umgebungsbedingungen, die analog zu digital Wandlung, die Sensoren und die Kalibrierung. Darunter sind weitere Teileinflussgrößen genannt. Aus der Abbildung 65 wurden nun weitere Analysen zu den einzelnen Fehlergrößen durchgeführt.

Unsicherheitsbetrachtung der einzelnen Sensoren

Für die Gesamtmessunsicherheit müssen auch die Einflüsse auf die einzelnen Sensoren [Park04] berücksichtigt werden. Dazu sind in Abbildung 66 die acht definierten Unsicherheitsfaktoren den drei verwendeten Sensoren zugeordnet worden. Weiterhin werden den drei Sensoren (Beschleunigungssensor, Magnetfeldsensor und Gyroskop) die jeweilige Messgröße (in schwarz), die Kalibriergröße (in rot) und der Sensitivitätsfaktor (in blau) zugeordnet. Anschließend sind die unterschiedlichen Unsicherheitsfaktoren definiert die das Sensorrauschen, die Digitalisierung, die Skalierung, den Temperaturdrift und Spannungsschwankungen beinhalten.

Aus diesen Informationen kann nun in zukünftiger Arbeit die Messunsicherheit der einzelnen Teile bestimmt werden und eine Gesamtmessunsicherheit angegeben werden.

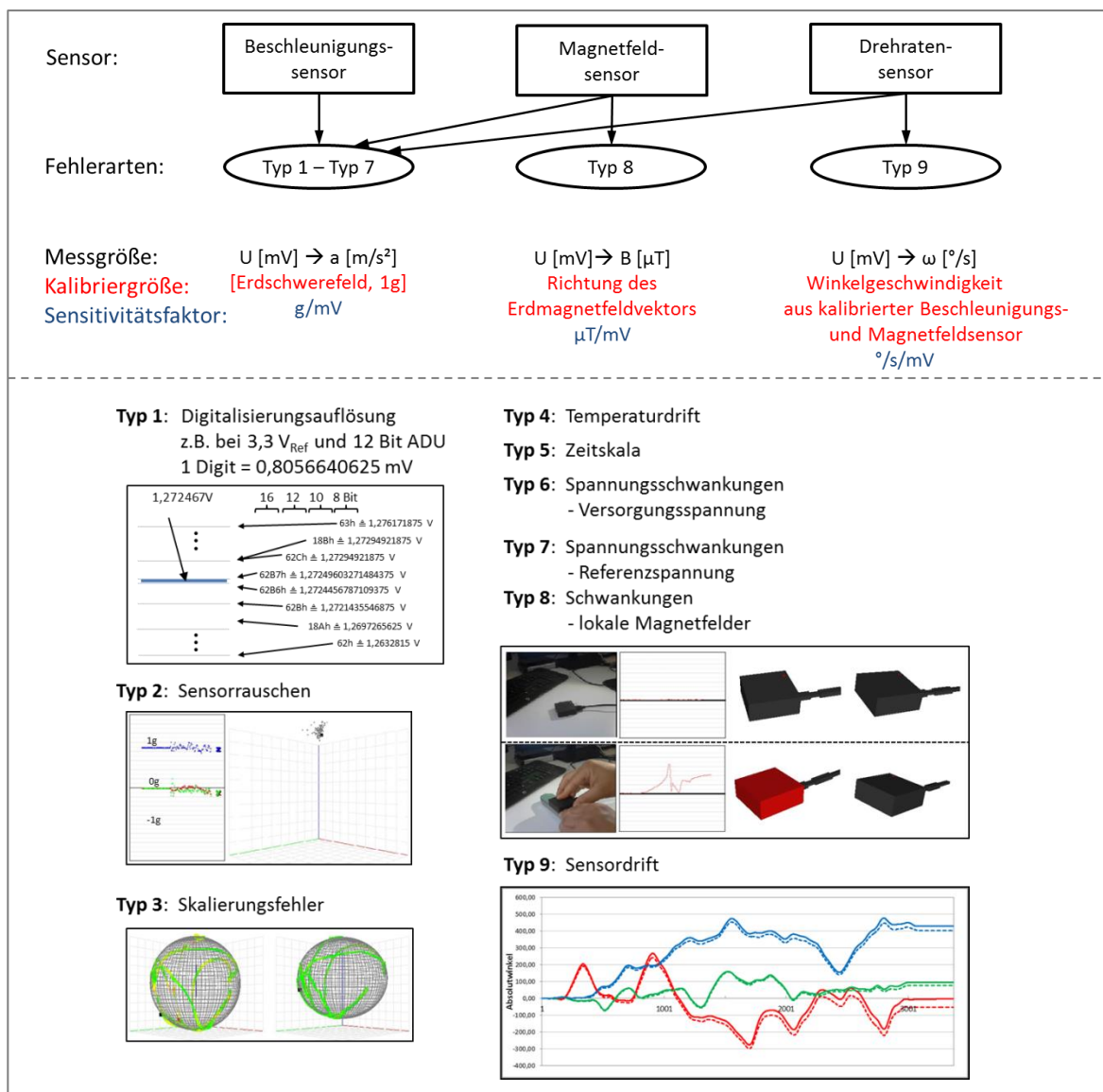


Abbildung 66 Übersicht über die Unsicherheitsfaktoren der einzelnen Sensoren

5.6 Zusammenfassung

In diesem Kapitel wurde der Algorithmus zur Bestimmung der Position aus den Bewegungsdaten erläutert. Zuerst ist die Methodik der Bewegungsanalyse erläutert worden, das Prinzip von den Sensordaten über die Datenfusion zur Positionsbestimmung. Dabei galt es, das Sensorsignal, das heißt vor allem die Überführung vom gemessenen Spannungswert in eine physikalische Größe, genauer zu analysieren. Bei der Sensordatenfusion war es wichtig, eine Plausibilitätsprüfung anzuwenden, um weitere Berechnungen durchzuführen. Im vorletzten Punkt ist der Positionsbestimmungsalgorithmus näher vorgestellt, der im letzten Punkt mit einer Unsicherheitsbetrachtung auf seine Genauigkeit untersucht wird. Somit soll eine möglichst exakte Positionsbestimmung ermöglicht werden.

6 Anwendungsbeispiele, Experimente und Auswertung

Neben den theoretischen Betrachtungen zur Bewegungsanalyse sind experimentell ein-, zwei- und dreidimensionale Bewegungen mit verschiedenen Geschwindigkeiten und Probanden bestimmt worden. Diese Experimente dienen der Kalibrierung bzw. Validierung der Messdaten des BodyGuard-Systems. Die Kalibrierung wird realisiert durch den Abgleich mit den durch ein optisches Messsystem erfassten Bewegungsdaten.

Für die Darstellung der eindimensionalen Bewegung nutzen wir einen Verschiebetisch. In diesem Experiment führen wir mit dem Verschiebetisch nur eine Bewegung in einer Achse aus, zum Beispiel der x-Achse. Möglich wäre beim Verschiebetisch eine Bewegung in 2 Achsen (x- und y-Achse) durch die entsprechende Befestigung des Probekörpers. Der große Vorteil für die Darstellung der eindimensionalen Bewegung ist, dass keine Drehung auftritt.

Die zweidimensionale Bewegung kann über einen Verschiebetisch oder mit Hilfe einer Drehbank gezeigt werden. Bei beiden Prozessen findet eine Bewegung auf zwei Achsen statt. Der Unterschied zwischen Verschiebetisch und Drehbank ist, dass bei der Drehbank zusätzlich zur Bewegung noch eine Drehung auftritt.

Charakterisiert man die Bewegung eines Menschen so kann man von einer dreidimensionalen Bewegung sprechen. Diese Annahme diente auch als Basis für die Erfassung von 3D-Werten mit dem BodyGuard-System bei der Durchführung von Laufbandexperimenten an der BAM (Bundesanstalt für Materialforschung und –prüfung). Dabei konnten verschiedene Bewegungsarten nachvollzogen werden wie zum Beispiel: das Gehen, das Laufen bzw. der Wechsel der Bewegung (von gehen nach laufen und zurück) und die beschleunigte Bewegung aus dem Stand ins Gehen und anschließend sogar zum Rennen. Zusätzlich zu den Laufbandexperimenten sind Experimente mit freien Bewegungen eines Probanden durch unterschiedliche Gebäude realisiert worden. Diese Ergebnisse werden auch mit ausgewertet. Dabei sind die eingeführten Grundmuster zur Bewegungsanalyse noch einmal gut nachvollziehbar und hilfreich bei der Positionsbestimmung.

6.1 1-D Bewegung

Eine eindimensionale Bewegung ist die einfachste Form einer Bewegung in einem mehrdimensionalen Vektorraum. Die Bewegung findet auf nur einer Achse des Bezugsraumes statt. Bei der Realisierung von 1-D Experimenten ist der in Abbildung 67 dargestellte Verschiebetisch (Eigenkonstruktion der BAM) verwendet worden. Der Verschiebetisch ermöglicht die lineare Verschiebung des Multi-Sensorsystems mit Geschwindigkeiten von 0,05 m/s bis zu 0,33 m/s über eine Strecke von 1,0 m.

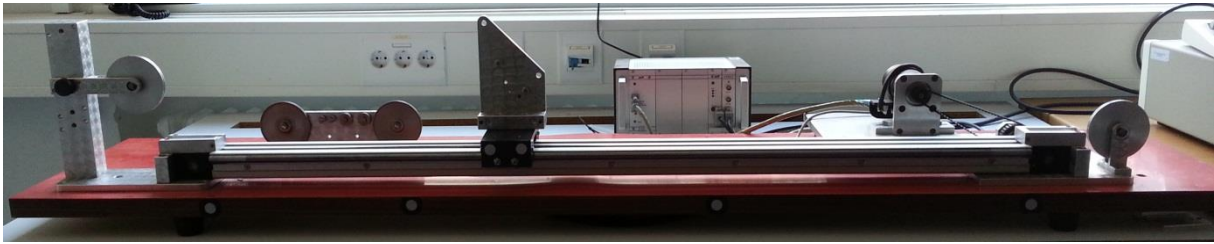


Abbildung 67 Verschiebetisch

Für die Überprüfung der Exaktheit der Messung mit dem BodyGuard-System wird wie bereits erwähnt ein an der BAM im Fachbereich 8.6 „Optische und faseroptische Verfahren“ vorhandenes optisches Referenzsystem verwendet. Das optische Messverfahren beruht auf der Grundlage der Stereo-Bildkorrelation welche die Verschiebung von optischen Markierungen in einem festen Raumbezugssystem erfasst und in Beschleunigungs-, Bewegungs-, Weg- oder Winkeländerungen überführt. Die vom Referenzsystem erstellten Messprotokolle sind in Abbildung 68 veranschaulicht.

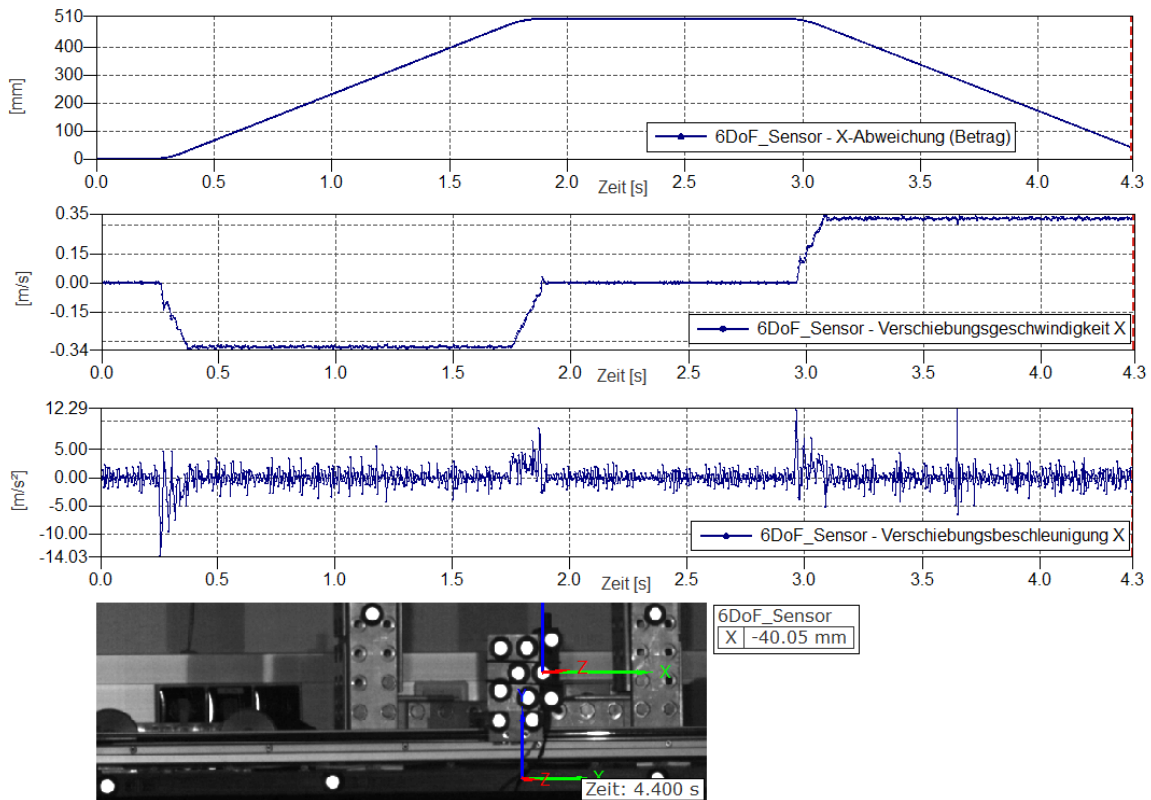


Abbildung 68 Verschiebetischexperiment, 33m/s^2 , Messprotokoll des 3D- Stereo-Bildkorrelation, Weg, Geschwindigkeit und Beschleunigung ermittelt auf der x-Achse des Bodyguard-Systems

In den nachfolgenden Abbildungen (Diagramm 20, Diagramm 21 und Diagramm 22) sind die mit dem BodyGuard-Systems (BG) und dem optischen Referenz-3D Stereofotogrammetrie System (ORS) aufgenommenen und berechneten Messdaten gegenübergestellt. In Diagramm 20 sind die Beschleunigungswerte gezeigt. Für das BodyGuard-System wird die Beschleunigung aus den gemessenen AD-Werten bestimmt da die physikalischen Größen nicht direkt gemessen werden. Beim ORS wird der Weg gemessen und anschließend mit der mitgelieferten Software die Geschwindigkeit und die Beschleunigung berechnet. Wir sehen

nun im ersten Diagramm (Diagramm 20) die Beschleunigungswerte der beiden Systeme. Die grünen Werte sind die originalen Beschleunigungswerte des BodyGuard-Systems die mit 1000 Hz erfasst werden. Die rote Linie zeigt die Beschleunigungswerte des ORS die nur mit 100 Hz erfasst werden, also ein Zehntel geringer als die Werte des BodyGuard-Systems. Aus diesem Grund werden die Werte des BodyGuard-Systems umgerechnet (blaue Linie). Anschließend ist ein Vergleich gewährleistet. Der Kurvenverlauf widerspiegelt den Versuchsablauf. zunächst fährt der Verschiebetisch an. Wir sehen einen Peak in die negative Richtung. Dies bedeutet, dass unser Verschiebetisch nach rechts fährt. Dann bremst er ab (positiver Peak) und bewegt sich anschließend zurück nach links (zweiter positiver Peak). Die negativen und positiven Werte geben die Richtung an.

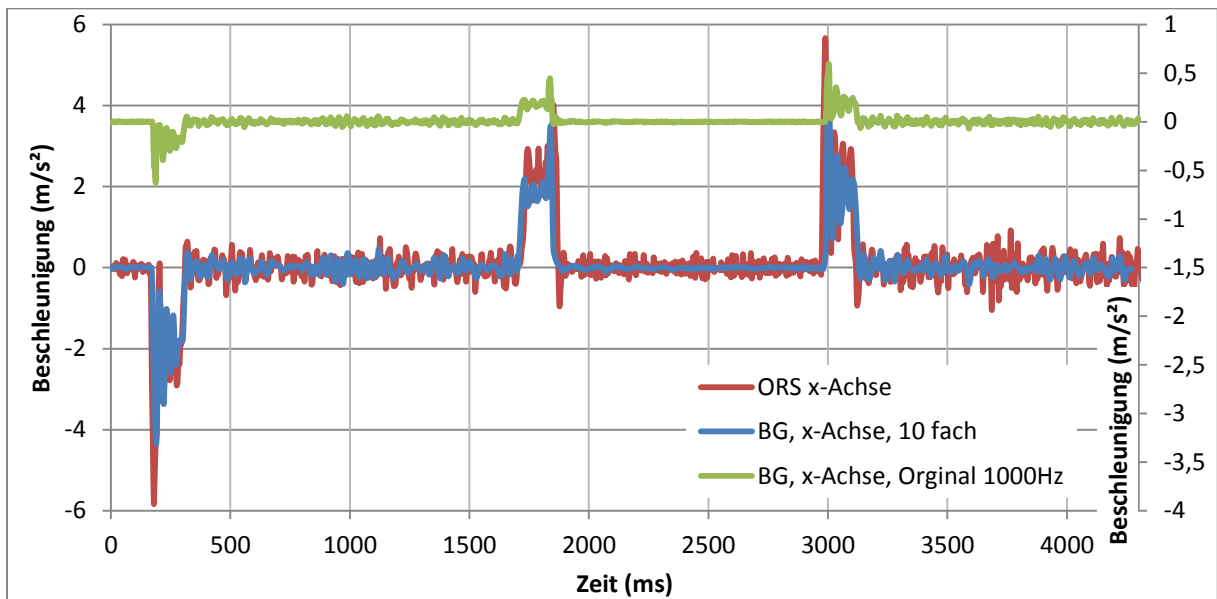


Diagramm 20 Gegenüberstellung, Verschiebetischexperiment 33cm/s, Beschleunigung BG zu ORS

Für die spätere Positionsbestimmung im BodyGuard-System ist der gemessene Weg die relevante physikalische Größe. Aus diesem Grunde werden im Folgenden auch die ermittelte Geschwindigkeit beider Systeme und der berechnete Weg (BG) bzw. gemessene Weg (ORS) gegenübergestellt. In dem Diagramm 21 ist die Geschwindigkeit über der Zeit gezeigt und in dem Diagramm 22 der Weg über der Zeit. In beiden Diagrammen ist das BG-Signal blau und das ORS-Signal rot gekennzeichnet. Dieses Signal ist jeweils in der x-Achse aufgenommen.

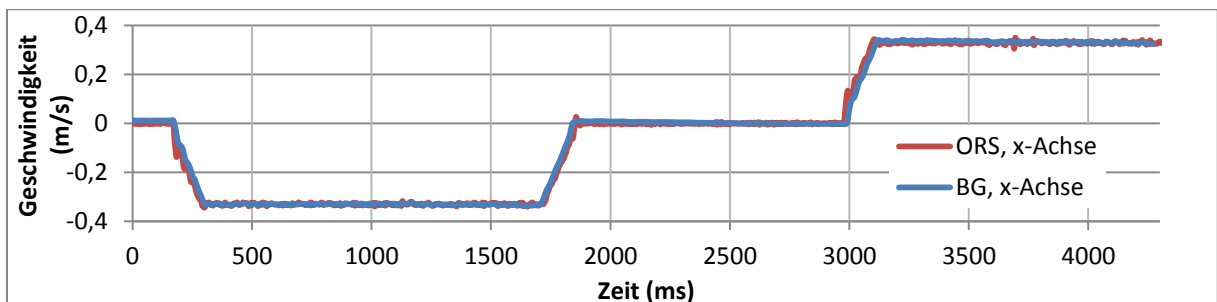


Diagramm 21 Gegenüberstellung, Verschiebetischexperiment 33cm/s, Geschwindigkeit BG zu ORS

Der Kurvenverlauf in Diagramm 21 zeigt uns das erste Anfahren (Flanke nach unten), die Fahrt bei ca. $-0,35 \text{ m/s}$ in die rechte Richtung, anschließend das Abbremsen (Flanke nach oben) und dann das Zurückfahren nach links (Flanke nach oben) mit einer Geschwindigkeit von ca. $0,35 \text{ m/s}$.

Im letzten Diagramm (Diagramm 22) für diesen Versuch sind die berechneten (BG) und die gemessenen (ORS) Weg-Daten für die Fahrt des Verschiebetisches nach rechts und nach links gezeigt.

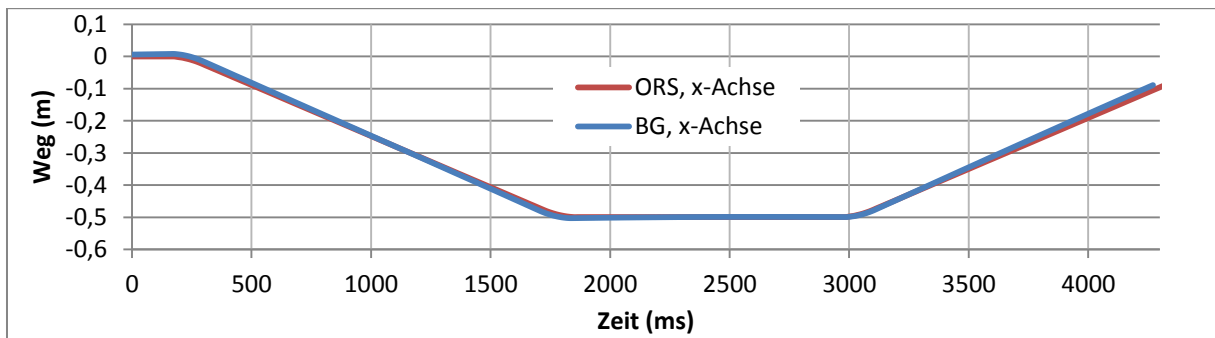


Diagramm 22 Gegenüberstellung, Verschiebetischexperiment 33 cm/s , Weg BG zu ORS

Wie in den Abbildungen deutlich zu sehen ist sind die Abweichungen der beiden Systeme zueinander bezüglich der Beschleunigung, der Geschwindigkeit und auch des Weges sehr gering, so dass wir bezüglich der 1D Bewegung zuverlässige Werte mit dem BodyGuard-System ermitteln. Weitere Experimente mit unterschiedlichen Verschiebegeschwindigkeiten sind im Anhang B) zu finden.

6.2 2-D Bewegung

Für die Realisierung der 2D Experimente wurde eine Drehbank bzw. ein 1D-Verschiebetisch verwendet. In den Versuchen konnten rotierende Bewegungen und geradlinige Verschiebungen reproduzierbar und mit verschiedenen Dreh- bzw. Verschiebegeschwindigkeiten ausgeführt werden. In diesem Abschnitt werden nur die Ergebnisse eines Drehbankversuches vorgestellt. Weitere Versuchsergebnisse der Drehbankversuche und des Verschiebetisches sind im Anhang B) gezeigt. Bei den Experimenten mit dem 1D-Verschiebetisch (Eigenkonstruktion der BAM) wurde die Bewegung auf zwei Achsen des Beschleunigungssensors gemessen durch entsprechende Schiefstellung des BodyGuard-Systems. Mit dieser Winkeländerung wäre sogar eine 3D-Bewegung auf dem 1D-Verschiebetisch möglich gewesen.

Die verwendete Drehbank ist das Modell „Matador“ von der Firma „Hahn und Kolb“ aus Stuttgart (siehe Abbildung 69). Der in diesem Abschnitt betrachtete Versuch an der Drehbank wurde mit $15 \text{ Umdrehungen pro Minute (rpm)}$ durchgeführt. In diesem Experiment konnten nur Messwerte mit dem BodyGuard-System aufgenommen werden, da es keine Anbringungs- bzw. Messmöglichkeit mit dem kalibrierten optischen Referenz-3D Stereofotogrammetrie System an der Drehbank gibt. Ziel der Drehbankversuche ist es die Messwerte der Sensoren zu vergleichen und zu bewerten. In diesem Experiment sind die

Daten des Beschleunigungssensors und des Gyroskopes am Ende über die Winkeländerung verglichen worden.



Abbildung 69 Drehbank, Modell „Matador“ der Firma Hahn & Kolb, Stuttgart

Zunächst betrachten wir die Beschleunigungswerte welche umgerechnete AD-Werte sind wie im 1D Experiment. Aus Einfachheitsgründen wird nicht von den AD-Werten als gemessene Größe gesprochen, sondern von der physikalischen Größe - der Beschleunigung. Nachfolgend in Diagramm 23 sind die Ergebnisse gezeigt. In Blau die Beschleunigung der x-Achse, die bei Null liegt, da eine Bewegung nur in der y- und z-Achse stattfindet (Drehung der Drehbank um die x-Achse). Die rote Linie zeigt die gemessenen Daten der y-Achse die 90° phasenverschoben sind zu den Werten der z-Achse (grüne Kurve). Die lilafarbene Gerade ist der Beschleunigungsvektor, das heißt die Summe aus allen drei Achsen. Dieser gibt mir Auskunft darüber ob eine zusätzliche Bewegung während der Drehung stattgefunden hat. Wir sehen eine Gerade, das heißt es hat nur eine Drehung an der bestimmten Stelle (Drehzentrum) der x-Achse stattgefunden und keine zusätzliche Bewegung, z. B. nach links oder rechts weg von dem Drehzentrum.

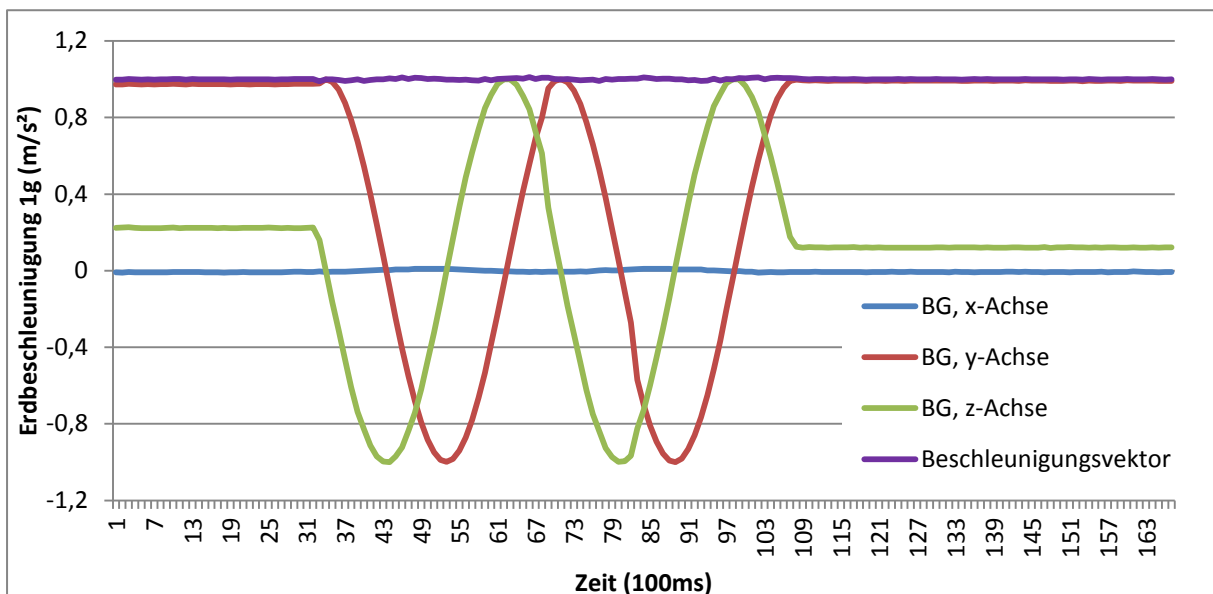


Diagramm 23 Drehbankexperiment mit 15 rpm, Beschleunigungswerte

Als Vergleich zu den Messwerten des Beschleunigungssensors der uns nicht direkt die Drehbewegung als Ergebnis liefert wird in dem Diagramm 24 die gemessene Rotation mit dem Gyroskop gezeigt. Das Gyroskop misst die Winkelgeschwindigkeit in allen drei Achsen. Die Drehbewegung in unserem Experiment ist auf der Roll-Achse, das heißt der x-Achse gemessen (blaue Kurve). Die y- und die z-Achse sind in rot und grün dargestellt und haben in diesem Experiment keine Rotation erfahren.

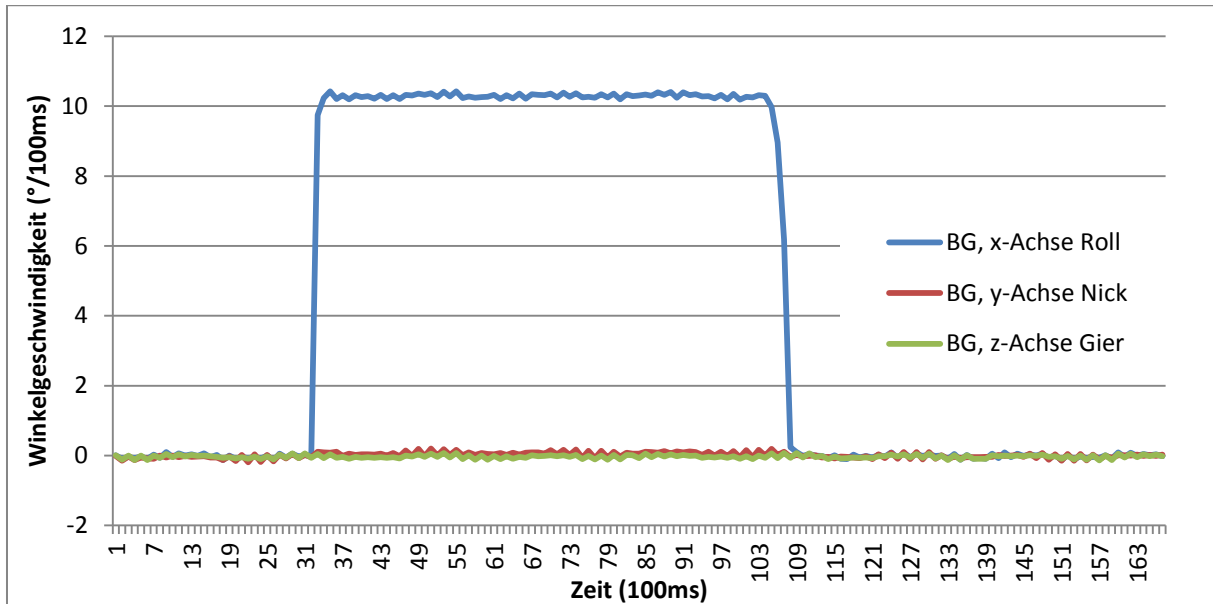


Diagramm 24 Gemessene Winkelgeschwindigkeit des Gyroskopes

Für den Vergleich der Messdaten des Beschleunigungssensors mit denen des Gyroskopes müssen beide in eine physikalische Größe überführt werden wie in der Sensordatenfusion beschrieben. In diesem Fall ist dies die Winkeländerung. Diese ist in Diagramm 25 dargestellt.

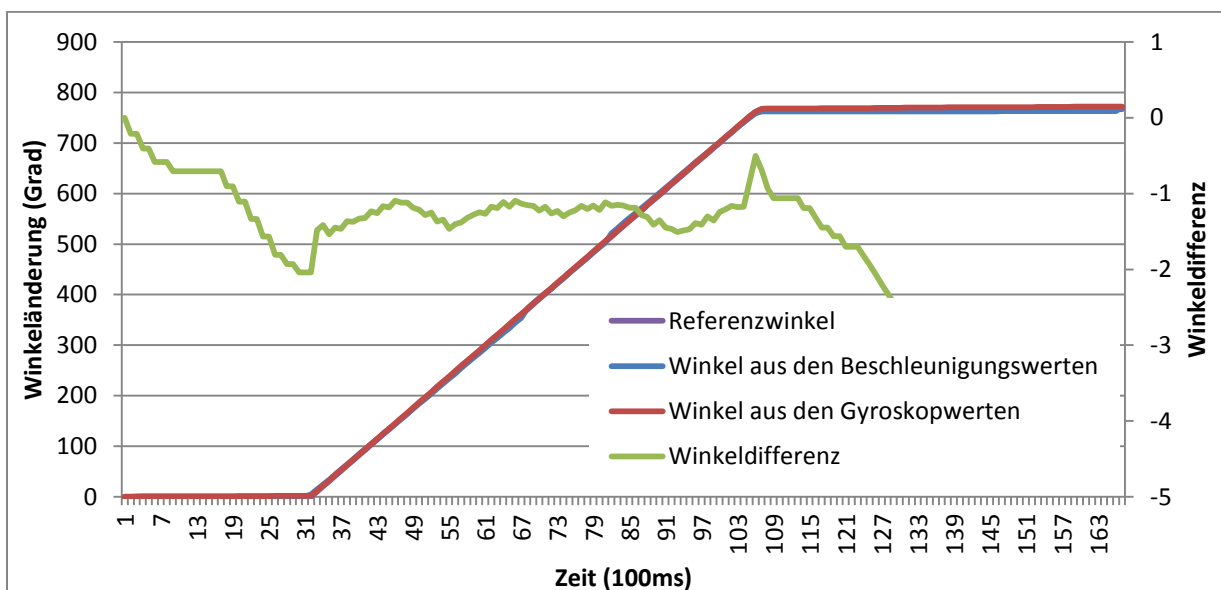


Diagramm 25 Vergleich der Winkeländerungen der Drehbank, des Gyroskops und des Beschleunigungssensors

Der Kurvenverlauf in violett aus Diagramm 25 gibt den Referenzwinkel der von der Drehbank ermittelt wurde an. Die unter dieser Kurve liegende blaue und rote Linie geben den Winkel der Beschleunigungswerte und den Winkel des Gyroskopes an. Durch diese Überlappung ist ersichtlich, dass die Differenz der Winkel zueinander minimal ist. Um dies aber zu veranschaulichen, ist eine Sekundärachse aufgetragen, die der grünen Kurve und damit der Winkeldifferenz zwischen dem BA und dem Gyroskop zugeordnet ist.

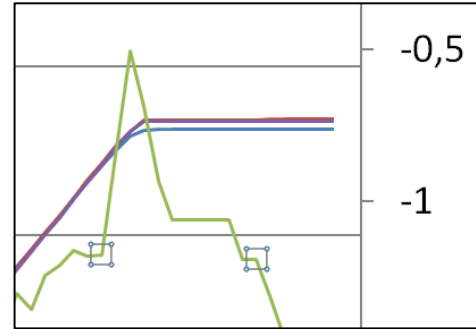


Diagramm 26 Ausschnittsvergrößerung aus dem Diagramm 25

Die berechnete Winkeldifferenz beträgt maximal 2° und ist im Vergleich zu der gemessenen Winkeländerung gering. Die grob abgeschätzte Unsicherheit liegt bei unter 1%.

Das Ziel der Drehbankversuche ist erreicht, es ist eine Bewertung der Sensoren möglich. Die Ergebnisse zeigen, dass auch bei der rechnerischen Überführung der Daten im Vergleich zu den gemessenen Daten verschwindend geringe Unsicherheiten auftreten. Dies ist eine wichtige Information für die Bewertung der Positionsgenauigkeit, das heißt der Erfassung von 3D-Bewegungen. Diese wird im anschließenden Abschnitt detailliert behandelt.

6.3 3-D Bewegung

Die 3D-Bewegung wird mit Schrittexperimenten auf dem Laufband nachgestellt. Dafür wird das Laufband des Modells „Omega CS III HRC“ des Herstellers „HORIZON Fitness“ verwendet. Die Laufbandversuche werden mit sechs Probanden durchgeführt. Ein Teil der Ergebnisse ist in diesem Abschnitt gezeigt und weitere Ergebnisse finden sich im Anhang B). Zunächst ist der Aufbau des Versuchsstandes erläutert. Anschließend wird auf die Auswertung und die damit verbundene Diskussion der Ergebnisse näher eingegangen.

Für die Erfassung der Bewegungsdaten wird neben dem BodyGuard-System (BG) wie auch bei der Erfassung der 1D- Bewegung mit dem Verschiebetisch das optische Referenz 3D-Stereofotogrammetrie System (ORS) verwendet. In den Abbildungen Abbildung 70 und Abbildung 71 ist der Aufbau des Versuchsstandes im Labor gezeigt. Die Buchstaben kennzeichnen folgende Bereiche des Aufbaus:

- A) Datenerfassung der vom BodyGuard-System gemessenen Größen mit dem PC
- B) Probandin mit Sensorplatte für das ORS auf dem Laufband
- C) Kamerasystem zur optischen Erfassung der Schrittlänge
- D) Auswertungssystem der mit dem ORS bestimmten optischen 3D Messdaten
- E) Stereokamerasystem (E1) mit Beleuchtungsanlage (E2)

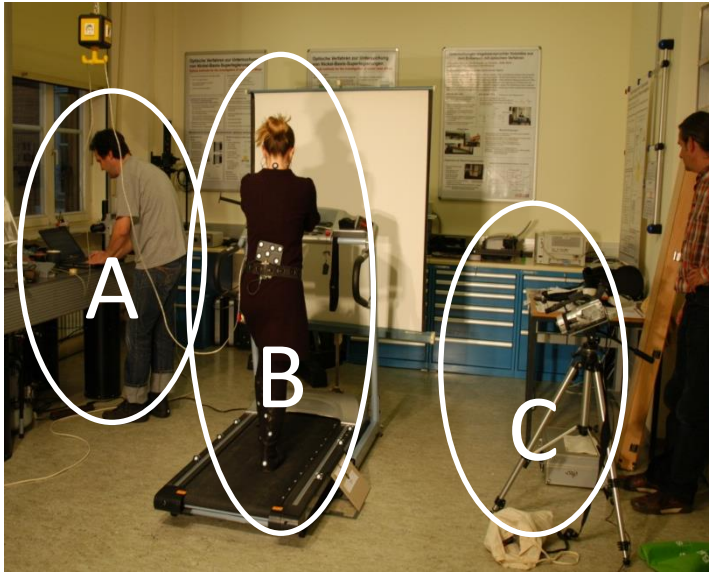


Abbildung 70 Versuchsaufbau der Laufbandexperimente

Des Weiteren wird in der Abbildung 72 ein Bild der Probandin gezeigt welches mit dem ORS aufgenommen ist. Die optischen Marker (weiße Punkte) sind als Bezugsmesspunkte angebracht. Zusätzlich sieht man die Sensorplatte des BG die auch mit optischen Markern versehen wurde.

In Abbildung 73 sehen wir eine Aufnahme des Kamerasystems, das zur optischen Erfassung der Schrittlänge genutzt wird.

Dieser Gesamtaufbau liefert nun alle nötigen Weg-, Beschleunigungs-, Geschwindigkeits- und Winkeldaten die wichtig sind zur Validierung des BodyGuard Systems.

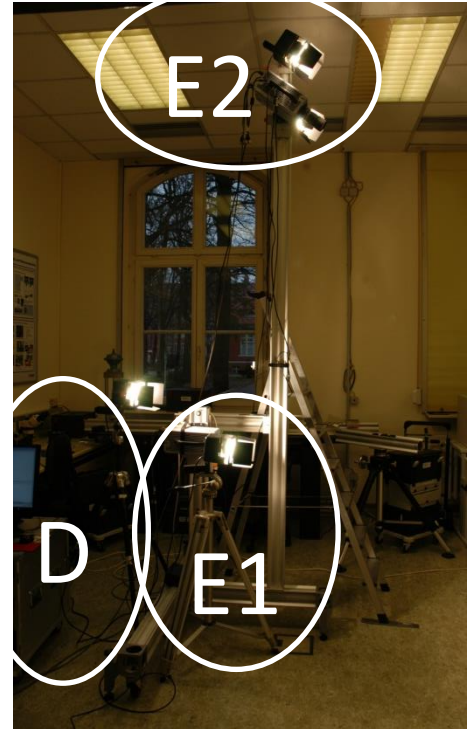


Abbildung 71 Aufbau des 3D-Stereofotogrammetrie Systems

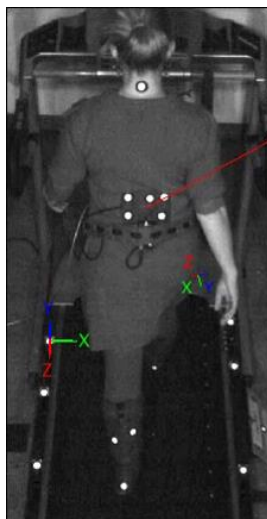


Abbildung 72 Ansicht des ORS mit optischen Markern und der Sensorplatte des BG

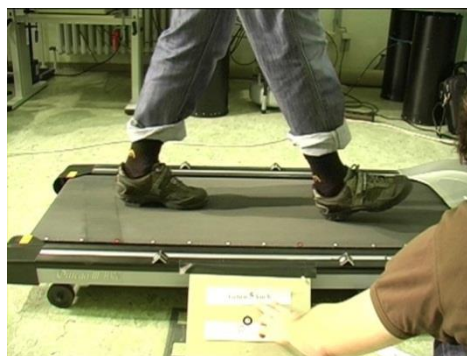


Abbildung 73 Ansicht des Kamerasystems zur Schrittlängenbestimmung

In diesem Abschnitt wird in der Auswertung auf die Ergebnisse der Probandin 2 detailliert eingegangen. Eine Auswahl weiterer Ergebnisse der anderen fünf Probanden sind wie bereits erwähnt in Anhang B) zu finden. In der Abbildung 74 sind die Messdaten die mit dem ORS von der Probandin 2 bei einer Schrittgeschwindigkeit von 6 km/h aufgenommen wurden gezeigt. Ausgewertet werden 10 Schritte in Bezug auf die Bewegungsachsen und den Winkel. Im oberen Bild ist der Weg in x-, y- und z-Richtung gezeigt. In y-Richtung (blaue Linie) ist die Schrittbewegung und am Kurvenverlauf sind die 10 Schritte die 10 Peaks entsprechen, gut nachvollziehbar. Die x- und die z- Achse (grüne bzw. rote Kurve) zeigen die Hüftbewegung. Im Bild darunter ist der Winkel der verschiedenen Achsen gezeigt. Die jeweiligen Winkel die als Gier-, Nick- und Rollwinkel bezeichnet werden sind der x-, y- und z-Achse auch farblich zugeordnet. Diese Daten werden genutzt, um sie mit dem BodyGuard-System zu vergleichen.

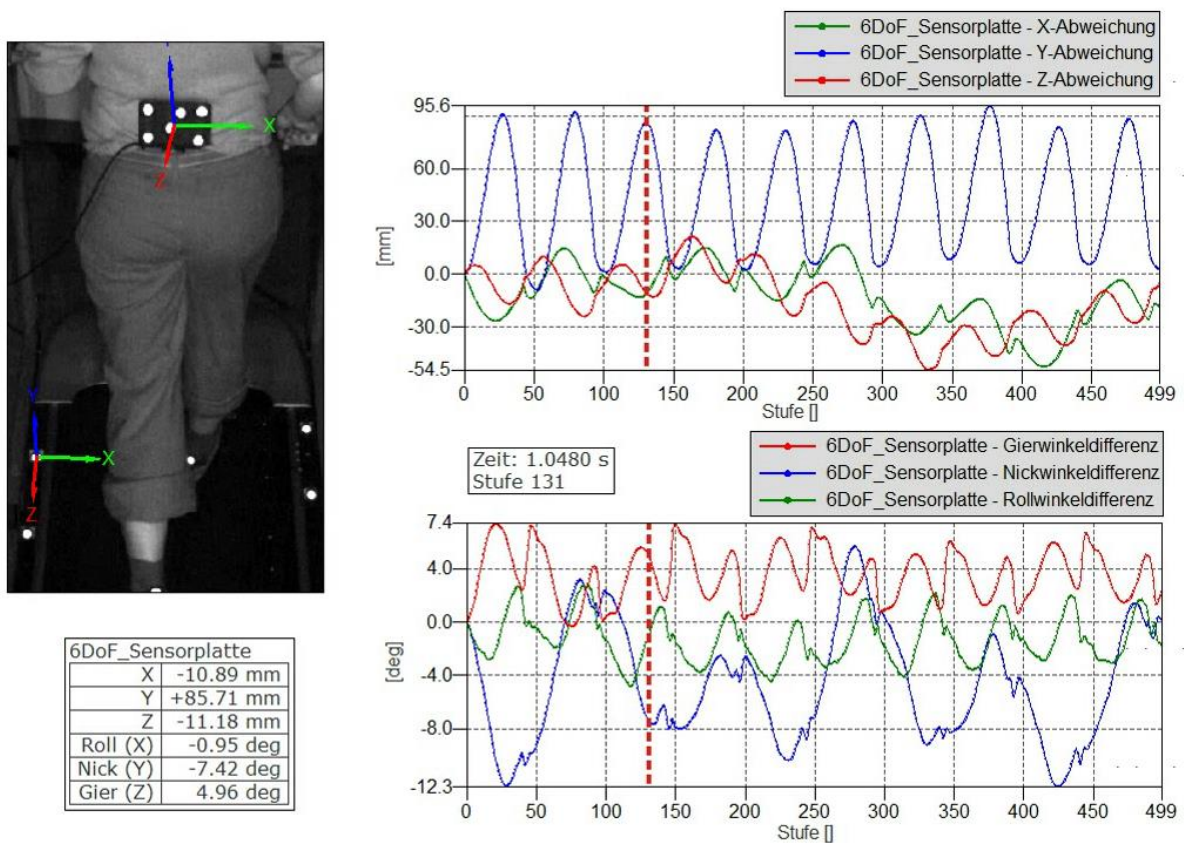


Abbildung 74 Laufbandexperiment; Probandin 2; 6km/h

Für die Validierung der vom BG gemessenen Werte sind im Diagramm 27 die Messdaten der Gyroskopachsen des BGs und des ORSs gezeigt. In den Kurven entspricht ein Peak einem Schritt. Dies ist für den Nick- und den Rollwinkel noch ganz gut nachzuvollziehen. Beim Gierwinkel wird es durch den Einfluss der Hüfte etwas schwieriger. Betrachtet werden immer noch die 10 Schritte bei 6 km/h der Probandin 2. Die blaue Kurve zeigt die kalibrierten Messdaten der jeweiligen Achse Nick, Gier oder Roll des BodyGuard-Systems. Im Vergleich dazu in Rot die gemessenen Werte des ORS der verschiedenen Achsen und in Grün die Werte des BG unkalibriert. Von oben nach unten werden in den Diagrammen der

Nickwinkel, dann der Gierwinkel und abschließend der Rollwinkel der Probandin 2 im Vergleich BG und ORS gezeigt. Beim Nick- und beim Rollwinkel gibt es eine gute optische Übereinstimmung von BG und ORS. Nur der Gierwinkel weist eine geringfügige Abweichung auf.

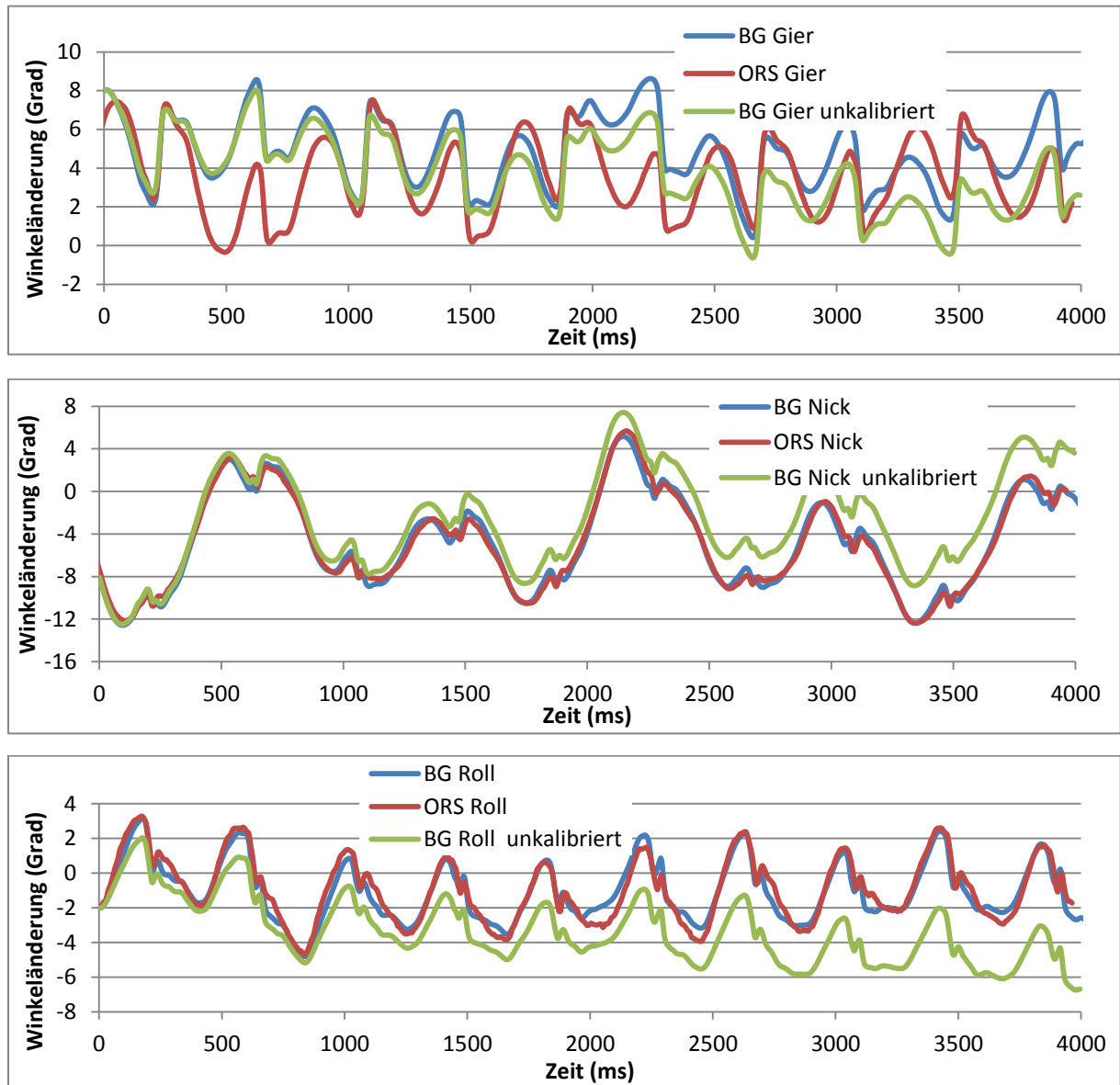


Diagramm 27 Gegenüberstellung Winkeländerung Proband 2, BodyGuard (BG) und optische Referenz 3D-Stereofotogrammetrie System (ORS) aus Abbildung 74

Nach dem Vergleich der Winkel, die wichtig sind für die Überführung der Sensordaten des BG in Weg- und anschließend in Positionsdaten wird im Diagramm 28 auf den Vergleich der Wegmessung auf der x-, y-, und z-Achse eingegangen. In den drei Abbildungen des Diagramm 28 sind zum Vergleich die jeweiligen schon kalibrierten Achsdaten des BG's in Blau dargestellt und die gemessenen entsprechenden Achsdaten des ORS's in Rot. Der Kurvenverlauf der x-Achse (1. Abbildung oben im Diagramm 28) zeigt uns fünf Doppelschritte da die Hüftbewegung mit detektiert wird. Diese stimmen von BG und ORS gut überein. In der zweiten Abbildung in Diagramm 28 sehen wir die Werte der y-Achse. Wie bereits in den Erläuterungen zu Abbildung 74 ausgeführt, zeigt der Kurvenverlauf der y-

Achse 10 Einzelschritte der Probandin 2. Hier nun im Vergleich der Messwerte von BG und ORS. Diese Werte laufen auseinander, wobei noch nicht geklärt ist warum beim BG ein Drift auftritt. In der dritten und letzten Abbildung des Diagrammes sind die Werte der z-Achse gezeigt welche wieder ganz miteinander übereinstimmen.

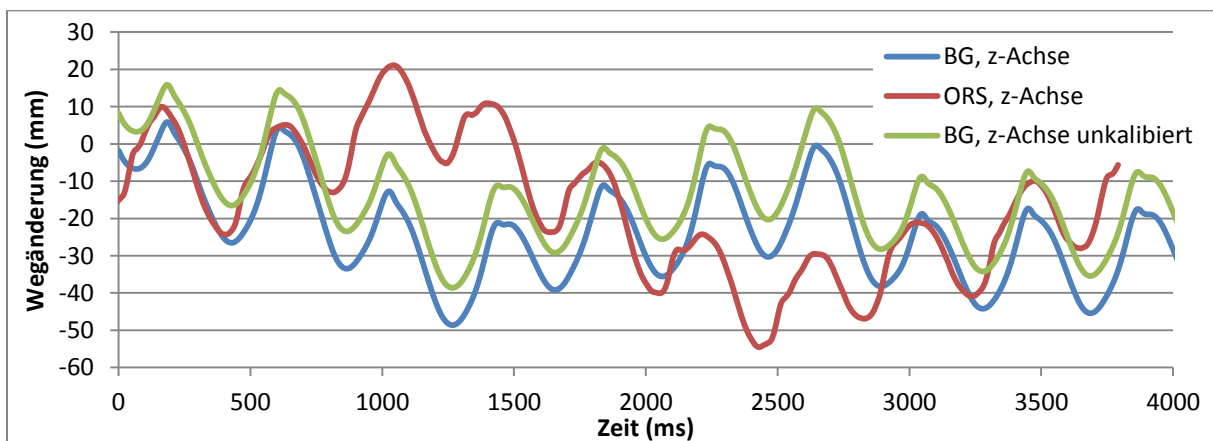
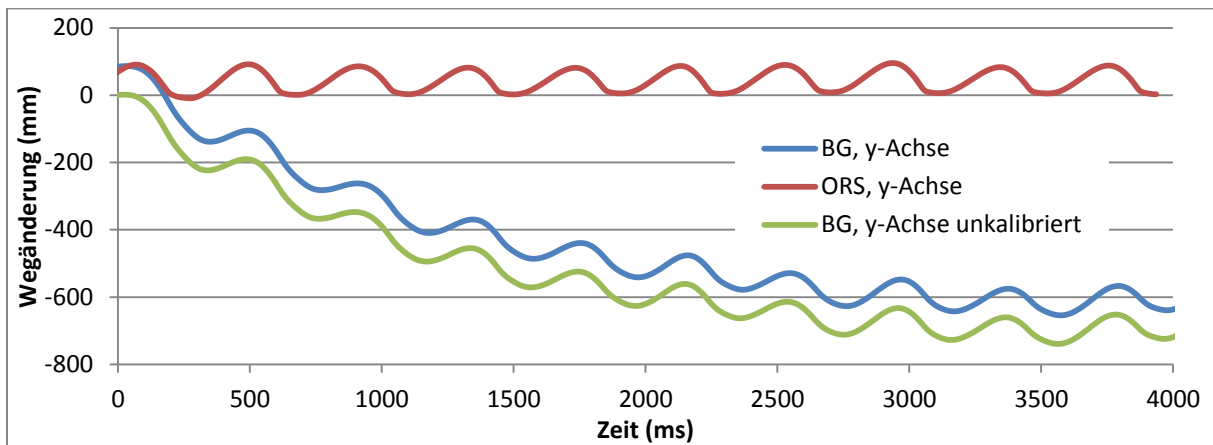
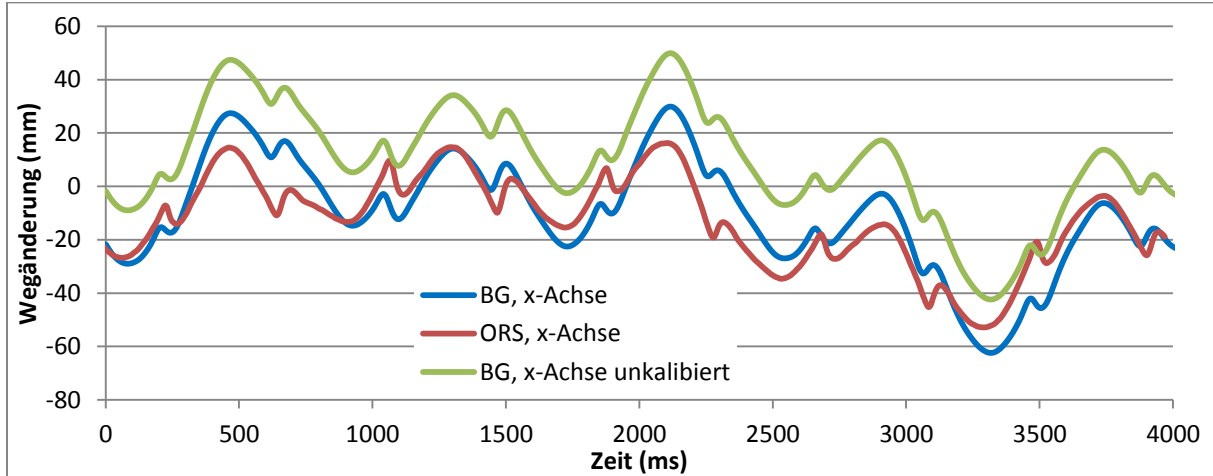


Diagramm 28 Gegenüberstellung Wegänderung Proband 2, BodyGuard (BG) und optische Referenz 3D-Stereofotogrammetrie System (ORS) aus Abbildung 74

Als Fazit aus den bisherigen 3D-Versuchen am Laufband kann gezogen werden, dass wir im Vergleich zum ORS gute Messdaten bzw. berechnete Werte bekommen. Somit ist eine Grundlage für eine möglichst exakte Positionsbestimmung gelegt.

6.3.1 Sonderform – Höhenänderung mittels Barometer

Neben der Bestimmung einer Höhenänderung aus den Beschleunigungswerten der z-Achse ist eine Berechnung der Änderung der Höhe auch über einen Luftdrucksensor, einen Absolutdrucksensor oder ein Barometer möglich. Die Grundlage für diese Betrachtung ist die nachfolgende vereinfachte barometrische Höhenformel⁸ (Gleichung (68)) für die ein isothermer Temperaturverlauf angenommen wird.

$$p(h_1) = p(h_0)e^{-\frac{Mg}{RT}\Delta h} \quad (68)$$

Wenn eine lineare Reduktion der Temperatur über die Höhe mit eingebracht wird verändert sich die barometrische Höhengleichung wie nachfolgend gezeigt. Der vertikale Temperaturgradient a liegt im Jahresmittel⁹ bei $\frac{0,65K}{100m} = 0,0065 \frac{K}{m}$

$$T(h) = T(h_0) - a(h - h_0) \quad (69)$$

Wird die Gleichung (69) über die Höhe h von h_0 bis h_1 integriert [Baro13] und in Gleichung (68) eingesetzt ergibt sich nachfolgend die Gleichung (70) mit der Annahme der linearen Abnahme der Temperatur über die Höhe

$$p(h_1) = p(h_0)e^{-\frac{Mg}{R} \left(-\frac{1}{a} \ln\left(1 - \frac{a\Delta h}{T(h_0)}\right) \right)} = p(h_0)e^{+\frac{Mg}{R} \frac{1}{a} \ln\left(1 - \frac{a\Delta h}{T(h_0)}\right)} \quad (70)$$

Aus den Logarithmusgesetzen lässt sich die Überführung $e^{y \ln(x)} = x^y$ anwenden.

$$p(h_1) = p(h_0) \left(1 - \frac{a\Delta h}{T(h_0)} \right)^{\frac{Mg}{Ra}} \quad (71)$$

Um die Gleichung (71) weiter zu vereinfachen wird für den Exponent $\frac{Mg}{Ra}$ mit den allgemeinen Randbedingungen⁸ ein Wert von 5,255 und für a ein Wert von $0,0065 \frac{K}{m}$ verwendet.

$$p(h_1) = p(h_0) \left(1 - \frac{0,0065 \frac{K}{m} \Delta h}{T(h_0)} \right)^{5,255} \quad (72)$$

Für die Bestimmung der Höhenänderung Δh muss die Gleichung (72) in mehreren Schritten umgestellt werden. Das Ergebnis ist in Gleichung (73) gezeigt.

⁸ mittleren molaren Masse des Atmosphärgases $M = 0,02896 \text{ kg/mol}$,
Erdbeschleunigung $g = 9,807 \text{ m/s}^2$,
universellen Gaskonstante $R = 8,314 \text{ J/(K*mol)}$

⁹ kalte Luftmassen, Temperaturgradient a zwischen $0,006 - 0,008 \text{ K/m}$,
warme Luftmassen, Temperaturgradient a zwischen $0,003 - 0,005 \text{ K/m}$

$$\Delta h = \left(\left(\sqrt[5,255]{\left(\frac{p(h_1)}{p(h_0)} \right)} - 1 \right) * (-1) \right) * \frac{T(h_0)}{0,0065 \frac{K}{m}} \quad (73)$$

Für die Verdeutlichung der Druckänderung zur Höhenbestimmung wurden verschiedene Experimente realisiert. So wurde eine Fahrstuhlfahrt in einem Hochhaus durchgeführt und die damit verbundene Erkennung einer Höhenänderung unabhängig vom Beschleunigungssensor demonstriert. Im Diagramm 29 ist das Experiment der Fahrstuhlfahrt in einem Hochhaus mit 15 Etagen veranschaulicht. Folgende Details zu den Abmessungen des Hauses sind bekannt:

- Erdgeschoss, Höhe von 4,70 m (4,55 m Zimmerhöhe inklusive Zwischendecke und 0,15 m Deckenhöhe)
- Etagen, jeweils 2,85 m hoch (2,70 m Zimmerhöhe und 0,15 m Deckenhöhe)

Das Experiment wurde bei folgenden Randparametern durchgeführt:

- Luftdruck im Erdgeschoss, 1016,5 mbar
- Luftdruck im 15. Stockwerk, 1011,3 mbar
- Luftdruckänderung von 5,2 mbar
- ausgemessene Höhenänderung¹⁰ von 44,60 m
- Umgebungstemperatur von 24,3°C
- Potsdam, Höhe über dem Meeresspiegel, 29,4 m

Diese ermittelten Parameter werden in die nach der Höhenänderung Δh umgestellte Gleichung (73) eingesetzt. Nachvollziehbar gezeigt ist dies in der nachfolgenden Gleichung (74).

$$\Delta h = \left(\left(\sqrt[5,255]{\left(\frac{1016,5 \text{ mbar}}{1011,3 \text{ mbar}} \right)} - 1 \right) * (-1) \right) * \frac{273,15K + 24,3K}{0,0065 \frac{K}{m}} = 44,64 \text{ m} \quad (74)$$

Die rechnerisch ermittelte Höhenänderung von 44,64 m und die experimentell bestimmte Höhenänderung von 44,52 m aus Diagramm 29 stimmen mit dem ausgemessenen Wert von 44,60 m sehr gut überein. Dabei ist die Bestimmung der Höhenänderung auf dem BodyGuard-System vereinfacht da die Berechnung der Höhenänderung aufgrund der 5,255-ten Wurzel sehr rechenintensiv ist und so nicht auf dem BodyGuard-System realisiert

¹⁰ BOSCH, GLM 150, LASER-Entfernungsmesser, Genauigkeit ±1mm

werden kann. Die vereinfachte Berechnung besteht in der Annahme einer konstanten Höhenänderung pro Luftdruckänderung, dazu liefert die Literatur unterschiedliche Angaben:

- Hersteller des Luftdrucksensors [Amsy10]: 8 m/mbar \rightarrow 41,60 m
- Wikipedia [Baro13]: 8,3 m/mbar \rightarrow 43,16 m
- Höhenänderung nach Gleichung (73) bei 24,3°C: 8,57 m/mbar \rightarrow 44,56 m
- Bodyguard-System Wert bei 24°C: 8,56 m/mbar \rightarrow 44,52 m.

Mit dieser Vereinfachung lässt sich die Höhenänderung sehr einfach, schnell und exakt bestimmen. Die Übereinstimmung dieser Vereinfachung mit den Messwerten ist im nachfolgenden Diagramm veranschaulicht. Dabei beschreibt die blaue Kurve den vom BodyGuard-System bestimmten Luftdruck, die rote Kurve die berechnete Höhenänderung mit der Vereinfachung der Luftdruckänderungsannahme (BodyGuard-System) und in der grünen Kurve ist die reale, gemessene Höhenänderung der Fahrstuhlfahrt verdeutlicht.

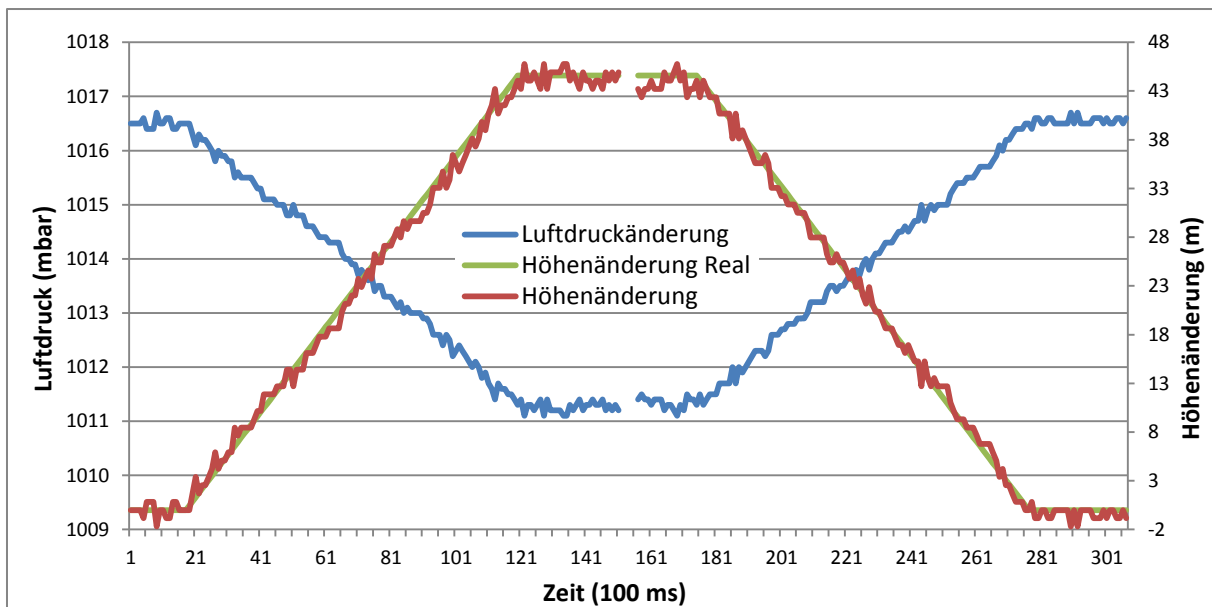


Diagramm 29 Fahrstuhlfahrt: Hochfahren und Runterfahren

Das Diagramm 30 verdeutlicht die im BodyGuard-System verwendete einfache Umsetzung der Überführung einer Luftdruckänderung in eine Höhenänderung. In der Gleichung (75) ist diese einfache Überführung abgeleitet aus dem Diagramm 30 gegenüber der rechenintensiven Gleichung (74) dargestellt.

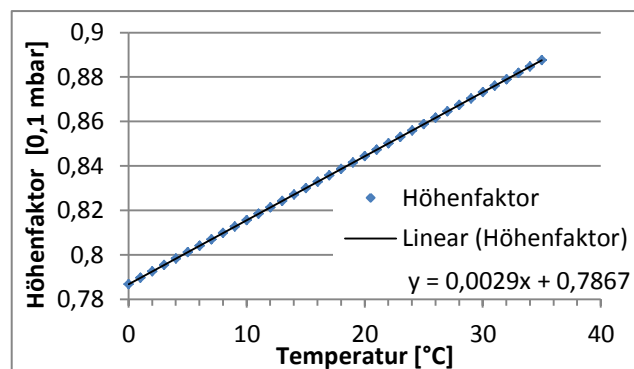


Diagramm 30 Vereinfachte Funktion zur Berechnung der Höhenänderung

$$\Delta h = 10 * \left(0,0029 \frac{m}{^{\circ}C \text{ mbar}} * T + 0,7867 \frac{m}{\text{mbar}} \right) * \Delta p \quad (75)$$

Beim Luftdruck gibt es einige Besonderheiten. Es wurde bis jetzt angenommen, dass der Luftdruck nur durch das Wetter bestimmt wird und die Temperatur konstant ist. Es gibt aber auch Veränderung die durch tageszeitliche, lokale oder wetterbedingte Schwankungen den Luftdruck verändern. Diese tageszeitlichen bzw. lokalen Schwankungen wurden in einer Untersuchung [LiHG13] betrachtet und ergaben grobe Beeinträchtigungen bei der reinen Nutzung des Barometers zur Höhenbestimmung. Zusätzlich kann der Luftdruck auch künstlich manipuliert werden. Dies geschieht zum Beispiel in Situationen in denen der Luftdruck durch Maschinen wie Klimaanlage oder Züge verändert wird. So wird in Gebäuden mit Klimatisierung ein Überdruck erzeugt, dieser Luftdruckunterschied äußert sich beispielhaft durch die Schwergängigkeit beim Öffnen von Türen oder beim Betreten von Einkaufszentren oder Hotels aus einem Parkhaus. Die Parkhäuser sind nicht klimatisiert und haben den „normalen“ Luftdruck. Im Gebäude ist ein höherer Luftdruck der durch die Gebläse der Klimaanlage erzeugt wird. Eine weitere künstliche Luftdruckänderung erfährt man in jedem U-Bahnhof, die Züge schieben bzw. ziehen eine große Luftmasse durch die engen Tunnel. Diese erzeugt einen Über- bzw. Unterdruck vor oder hinter dem U-Bahn-Zug. Diese beiden Fälle haben jeweils eine Druckänderung von mehreren Zehntel mbar zur Folge. Beide künstlichen Fälle müssen bzw. werden durch die Sensorfusion, also durch die Überprüfung der Plausibilität von Sensorwerten, korrigiert bzw. die Änderung ignoriert.

6.4 3-D Lokalisierung

Ein weiterer 3D-Validierungsversuch zur Positionsbestimmung wurde im Abgleich mit GPS-Daten durchgeführt. Ein Proband legte eine definierte Strecke in einem Gebäude zurück (siehe Abbildung 75) die mit dem BodyGuard-System erfasst und mit dem aufgenommenen GPS-Koordinaten und den Flurdaten im Nachhinein abgeglichen wird. Die erzielten Ergebnisse mit deaktivierter und aktivierter Kalibrierung sind in Abbildung 75 gezeigt.

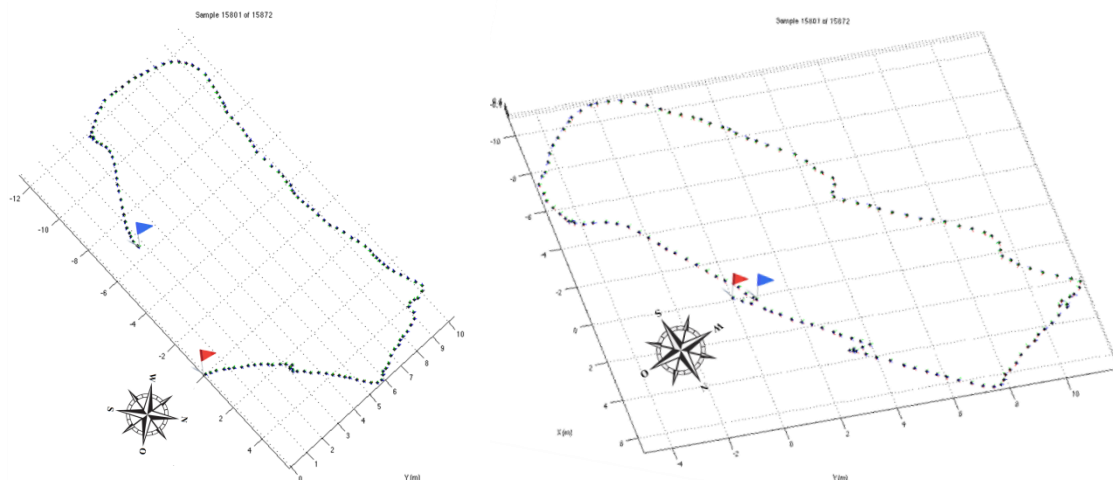


Abbildung 75 3D Experiment eines Rundgangs durch ein Haus mit zwei Treppen und vier Türen, links Ergebnisse des Versuchs mit deaktivierter Kalibrierung, rechts Ergebnisse mit aktivierter Kalibrierung

Die rote Fahne kennzeichnet den Start der vom Probanden zurückgelegten Strecke und die blaue Fahne das Ende bzw. die Position wo der Proband gestoppt hat. Im linken Bild in Abbildung 75 sind die Ergebnisse der Positionsbestimmung mit deaktivierter Kalibrierung gezeigt. Dazu muss erwähnt werden, dass sich Start und Stopp ungefähr an der gleichen Position oder anders gesagt denselben Koordinaten (mit einer geringen Abweichung) befinden. Wie aus der Abbildung zu erkennen ist kann dies aber bei deaktivierter Kalibrierung nicht korrekt ermittelt werden. Rechts in der Abbildung ist der mit dem BG bestimmte Weg gezeigt bei aktivierter Kalibrierung. Der Unterschied ist deutlich ersichtlich und hebt noch einmal hervor wozu der entwickelte umfangreiche Kalibrierprozess notwendig ist.

In Abbildung 76 ist der vom Probanden zurückgelegte Weg auf einer Karte visualisiert. Der zurückgelegte Gesamtweg, ausgemessen mit einem Maßband, beträgt $124,9 \text{ m} \pm 0,5 \text{ m}$. Der mit dem BodyGuard-System berechnete Wert für den Gesamtweg liegt bei $125,26 \text{ m}$ und liegt damit in der angegebenen Messungenauigkeit von $\pm 0,5 \text{ m}$. Während der Proband die vorgegebene Strecke abließ änderte sich neben der Position (x, y) auch die Höhe (z). Der Höhenverlauf über den Gesamtweg ergab einen Höhenunterschied von $1,2 \text{ m} \pm 0,3 \text{ m}$, der durch die 6 Treppenstufen begründet ist. Der Höhenunterschied zwischen Start- und Endposition wurde vom BodyGuard-System mit $-0,2 \text{ m}$ berechnet. Dies entspricht nicht dem realen Wert, da Anfangs- und

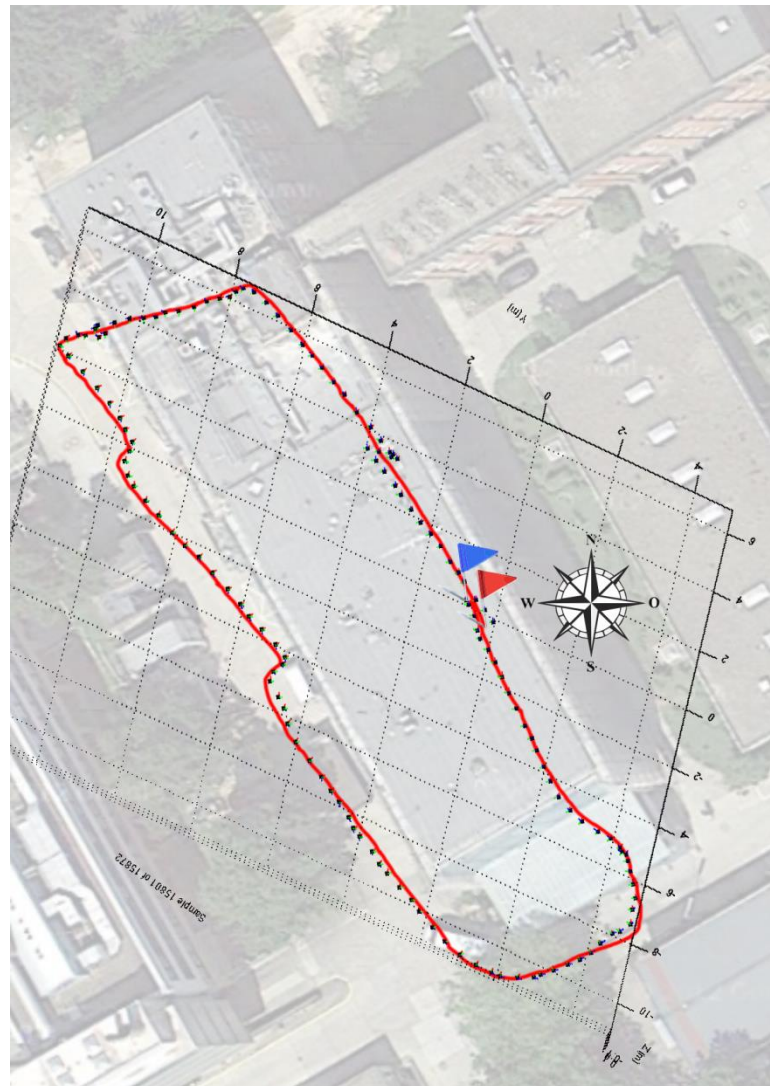


Abbildung 76 3D Experiment mit aktivierter Kalibrierung und Projektion der Messergebnisse auf eine Karte

Ausgangsposition auf denselben Höhenkoordinaten liegen. Das heißt die Höhenänderung müsste bei 0 m liegen. Diese Unsicherheit muss in zukünftiger Arbeit noch näher analysiert werden.

6.5 Zusammenfassung

Hauptaufgabe dieses Abschnittes und der durchgeführten Experimente war es, die mit dem BodyGuard-System ermittelten Werte zu validieren. Dazu sind 1-D Bewegungen, 2-D Bewegungen und 3-D Bewegungen untersucht worden. Hierbei diente das ORS als kalibriertes und verifiziertes Referenzsystem neben dem BodyGuard-System, um eine Angabe zur Genauigkeit der Daten zu geben. Als Ergebnis können wir festhalten, dass uns das BodyGuard-System mit aktiver Kalibrierung zuverlässige Werte liefert, wobei die Messungengenauigkeit bei der betrachteten zurückgelegten Wegstrecke bei unter 1% liegt. Wie wichtig die Kalibrierung ist wurde noch einmal im letzten Abschnitt bei der 3-D Lokalisierung gezeigt.

Fazit aus diesem Test: Nur mit der entwickelten Kalibrierung ist eine exakte Positionsbestimmung möglich.

7 Evaluation

In diesem Abschnitt wird auf die Einsatzmöglichkeiten und -gebiete, die technischen Grenzen sowie auf die Vor- und Nachteile des entwickelten BodyGuard-Systems detailliert eingegangen. Unterstrichen wird die Relevanz des entwickelten Ansatzes für die Indoor-Lokalisierung und wie das System zur Verbesserung auch im Outdoor Bereich genutzt werden kann.

Evaluation der Methodik des BodyGuard-Systems

Das für diese Arbeit entwickelte System, BodyGuard, beruht auf dem Gerätekonzept „Inertial Navigation System“ (INS), auch als „inertial Measument Unit“ (IMU) bezeichnet. Das Grundprinzip des BodyGuard-Systems wird wissenschaftlich als „Indoor Pedestrian Navigation“ Prinzips (IPN) beschrieben und verwendet zur Ermittlung der aktuellen Position bzw. zur Nachverfolgung des zurückgelegten Weges verschiedene Sensoren. Die Anwendung dieses IPN Prinzips wird „Pedestrian Dead Reckoning“ (PDR) genannt.

Die aktuell meist verfolgten wissenschaftlichen Ansätze zur Kalibrierung der Sensoren im Bereich der Indoor-Lokalisierung gehen aus der Abbildung 63 (Seite 90) hervor und sind in den Punkten ⑤ bis ⑨ und der Zusammenführung in Punkt ⑩ zusammengefasst. Diese Ansätze benötigen eine gute Detektion der verschiedenen Phasen eines einzelnen Schrittes. Die dazu benötigte Methode der Ruhephasenbestimmung wurde im Kapitel 3.3 „Position des Sensorsystems an einer Person“ anhand der unterschiedlichen Tragepositionen erläutert. Die verschiedenen Ansätze aus Abbildung 63 werden als Zero Velocity Detection (ZVD) bezeichnet. Die Methoden nutzen das Wissen, dass es kurze Ruhemomente in der Fortbewegung einer Person gibt. Dies wird benötigt, um einzelne Sensoren zurückzusetzen oder zu recalibrieren:

- Beschleunigungssensor; Zero Velocity Update (ZUPT)
- Gyroskop; Zero Angular Rate Update (ZARU)
- Magnetfeldsensor; Zero Magnetic Angle Update (ZMUPT) bzw. nur YAW-Winkel Kalibrierung

Weitere Ansätze zur Positionsbestimmung befassen sich mit der Abbildung der ermittelten Sensordaten auf einer bekannten Karte oder eines aufgenommenen Messschemas der Umgebung. Bei der Abbildung von Sensordaten auf nicht bekannte Umgebungen wird über die Annahme einer bekannten Geometrie, wie z. B. von geraden Gängen oder rechtwinkligen Kreuzungen bzw. der festen Höhe einer Etage eines Gebäudes, die Abbildung der Sensordaten optimiert. Im Folgenden werden einige dieser Ansätze/Verfahren zur Positionsbestimmung kurz in einer Auflistung genannt:

- Map Matching
- Principal Building Directions oder Principal Building Mapping
- Heuristic Drift Reduction (HDR)
- RSSi Fingerprint oder Mapprint.

Ein weiterer Ansatz zur Verringerung des Positionsfehlers befasst sich mit der Analyse der Bewegungsdaten mittels Kalman Filterung oder abgeleiteter Ansätze wie extended Kalman Filter oder der Nutzung von Partikelfilter. Diese Methoden ermöglichen, die ermittelten Sensordaten so aufzubereiten, dass Informationen auch in sehr verrauschten Daten die richtigen Parameter extrahiert werden können.

Die Erfassung und Erkennung von Ereignissen ist ein weiterer Ansatz, die gesuchte Position genauer zu bestimmen. Dabei werden verschiedene Parameter der Bewegungsdaten der unterschiedlichen Sensoren zu Ereignissen zusammengefasst und ausgewertet. Zur Auswertung werden dabei unterschiedliche Ansätze genutzt:

- regelbasierte Ereignisdetektion
- schwellwertbasierte Ereignisdetektion bzw.
- neuronale Netzwerke.

Evaluation der verschiedenen Positionsbestimmungssysteme

Nachdem im vorhergehenden Teil auf die Evaluation der Methodik des BodyGuard-Systems eingegangen wurde werden im Folgenden die verschiedenen Positionsbestimmungssysteme gegenübergestellt. In Tabelle 13 werden die Vor- und Nachteile in Bezug auf das Anwendungsszenario „Feuerwehr“ aus Kapitel 5 näher betrachtet. Zusätzlich ist zu jedem System noch ein Beispielsystem angegeben.

Tabelle 13 Gegenüberstellung verschiedener Positionsbestimmungssysteme

System	Vorteil	Nachteil	Beispielsystem
1. passives RFID-System	<ul style="list-style-type: none"> • kleine billige RFID-Tags • gute Genauigkeit $\pm <10$ cm Indoor, durch geringe Reichweite • RFID-Protokoll standardisiert ISO/IEC 24730 	<ul style="list-style-type: none"> • geringe Reichweite • Infrastruktur, meist mit beweglichen Antennen bzw. Antennenarrays¹¹ 	Logistiksystem zur Warennachverfolgung bzw. Museumssysteme eher nicht zur Personenortung

¹¹ <http://link.springer.com/article/10.1007%2Fs10776-013-0210-z#>

System	Vorteil	Nachteil	Beispielsystem
2. Beacon-System RSS bzw. aktives RFID-System	<ul style="list-style-type: none"> Hohe Genauigkeit ± 1 m Outdoor ± 2 m Indoor kleine aktive UHF RFID-Tags 	<ul style="list-style-type: none"> geringe Reichweite Infrastruktur aus UHF-Reader notwendig und ausgemessen hohe Investitionen <5 k€ 	CSL, CS001 RTLS-DEV KIT ¹²
3. Beacon-System Laufzeit	<ul style="list-style-type: none"> hohe Genauigkeit $\pm 0,5$ m Indoor 	<ul style="list-style-type: none"> Infrastruktur aus Ankerknoten und Gateways geringer Reichweite >20m Indoor 	Agilion, (Nanotron) WIRELESS LOCATION SYSTEM ¹³
4. UWB-System	<ul style="list-style-type: none"> hohe Genauigkeit >30 cm International UWB Standard, IEEE 802.15.4f funkgestützt aktive Tags, geringe Gewicht 	<ul style="list-style-type: none"> Infrastruktur notwendig hohe Investitionen <10 k€ 	Zebra, Dart UWB ¹⁴
5. IMU-System	<ul style="list-style-type: none"> keine Infrastruktur notwendig geringes Gewicht Langzeitdrift, Gyroskope 10°/h 	<ul style="list-style-type: none"> Positionsdaten nur mit GPS kabelgebunden funkgestützt mit geringer Reichweite >10m 	Xsens, MTi-G-700 ¹⁵ bzw. Xsens, MTw ¹⁶
6. IMU-System, EuroFighter	<ul style="list-style-type: none"> keine Infrastruktur notwendig hohe Genauigkeit hohe Langzeitstabilität 	<ul style="list-style-type: none"> hohes Gewicht unbezahlbar ☹ 	Northrop Grumman LITEF GmbH, EF2000-IMU ¹⁷
7. BodyGuard-System	<ul style="list-style-type: none"> Echtzeit Bewegungs- und Positionsdarstellung keine Infrastruktur notwendig geringes Gewicht lange Akkulaufzeit >10h Autokalibrierung hohe 3D Genauigkeit <0,5 m Indoor hohe Reichweite durch Funkübertragung und Mesh-Routing 	<ul style="list-style-type: none"> Startposition nur mit GPS oder Kartenzuweisung Prototyp, keine Serienprodukt 	

In Tabelle 13 ist aus den aufgeführten Vor- und Nachteilen ersichtlich welche Systeme für das beschriebene Anwendungsszenarium verwendbar bzw. nicht verwendbar sind. So benötigen die funkbasierten Systeme 1 bis 4 eine vorhandene Infrastruktur die meistens

¹² <http://www.convergence.com.hk/rtls-development-kits/cs001-rtls-dev-kit/>

¹³ <http://www.agilion.de/de/produkte/m-wireless-location-system/ortungstechnologie>

¹⁴ <http://www.zebra.com/us/en/products-services/location-solutions/dart-uwbb/dart-hub.html>

¹⁵ <http://www.xsens.com/en/general/mti-g-100-series>

¹⁶ <http://www.xsens.com/en/general/mtw>

¹⁷ <http://www.northropgrumman.litef.com/produkte-leistungen/luftfahrzeuge/produktuebersicht-militaerisch/imu/>

bekannt sein muss. Dies ist für die Indoor-Lokalisierung ungünstig da zum Beispiel bei einem Feuerwehreinsatz die lokale Stromversorgung des Gebäudes deaktiviert wird, um den Schutz der Feuerwehrleute zu gewährleisten.

Die funkbasierten Systeme 5 und 6 aus Tabelle 13 sind ebenfalls nicht geeignet für die geplante Anwendung. Prinzipiell wäre ein Einsatz von System 5 denkbar. Das Problem besteht darin, dass es keinen direkten Zugriff auf die Sensoren beziehungsweise die Firmware gibt und damit keine Möglichkeit besteht, die in dieser Arbeit entwickelten Algorithmen auf die Module anzuwenden oder diese zu optimieren. Fazit: System 5 kann nicht an die geplante Anwendung angepasst werden. Ähnlich verhält sich System 6, welches einfach zu teuer und zu schwer ist und deshalb nicht zum Einsatz kommt.

Evaluation der 3D-Leistungsparameter des Bodyguard-Systems

Die 3D-Leistungsparameter des BodyGuard-Systems validieren die bei den Experimenten ermittelten Werte. Folgende Parameter sind definiert:

- die Genauigkeit der Experimentierergebnisse
- die Reproduzierbarkeit von Experimentergebnissen und
- die Langzeitstabilität bei den Experimenten.

Zunächst betrachten wir kurz die „Genauigkeit der Experimentierergebnisse“ etwas genauer. Dieser Leistungsparameter ist im 3D-Raum in den Experimenten des Kapitels 6 „Anwendungsbeispiele, Experimente und Auswertung“ ab Seite 95 veranschaulicht. Aus den Ergebnissen in Kapitel 6 ist ersichtlich, dass das BodyGuard-System eine gute Genauigkeit aufweist. Dies wird auch belegt durch den Fakt, dass die Messwerte in einer hohen Qualität abgebildet werden bei einer geringen Positionsunsicherheit des entwickelten Systems aus Hardware und Softwarekomponenten.

Die „Reproduzierbarkeit von Experimentergebnissen“ wurde veranschaulicht in den Kalibrierexperimenten (Tabelle 6 auf Seite 69). Als Ergänzung zu diesem Leistungsparameter ist in dem folgenden Diagramm 31 die Anzahl der Kalibriervorgänge über das Ergebnis des entsprechenden Sensorausganges gezeigt. Die rötlich/orangen Linien kennzeichnen den Beschleunigungssensor, die blauen Linien den Magnetfeldsensor und die grünen Linien das Gyroskop. An jedem Punkt der Linie ist ein Kalibriervorgang durchgeführt worden, das heißt das BG-System wurde abgeschaltet und wieder eingeschaltet. Dabei wird das System jedes Mal von den in Abschnitt 5.5 (Seite 92) betrachteten Unsicherheiten beeinflusst. Diese schwanken und diese Schwankungen widerspiegeln sich in den Linien in Diagramm 31. Bei einer 100-prozentigen Reproduzierbarkeit der Ergebnisse müssten wir Geraden sehen. Aufgrund der genannten Einflüsse ist dies aber nicht der Fall und wir sehen geringfügige Abweichungen. Allerdings auch nicht bei allen Sensoren. Die Werte des Gyroskopes zeigen eine sehr gute Reproduzierbarkeit. Nur die Werte des Magnetfeld- und

Beschleunigungssensoren weichen auf den unterschiedlichen Achsen verschieden „stark“ ab wegen der in Abschnitt 5.5 genannten Einflussgrößen.

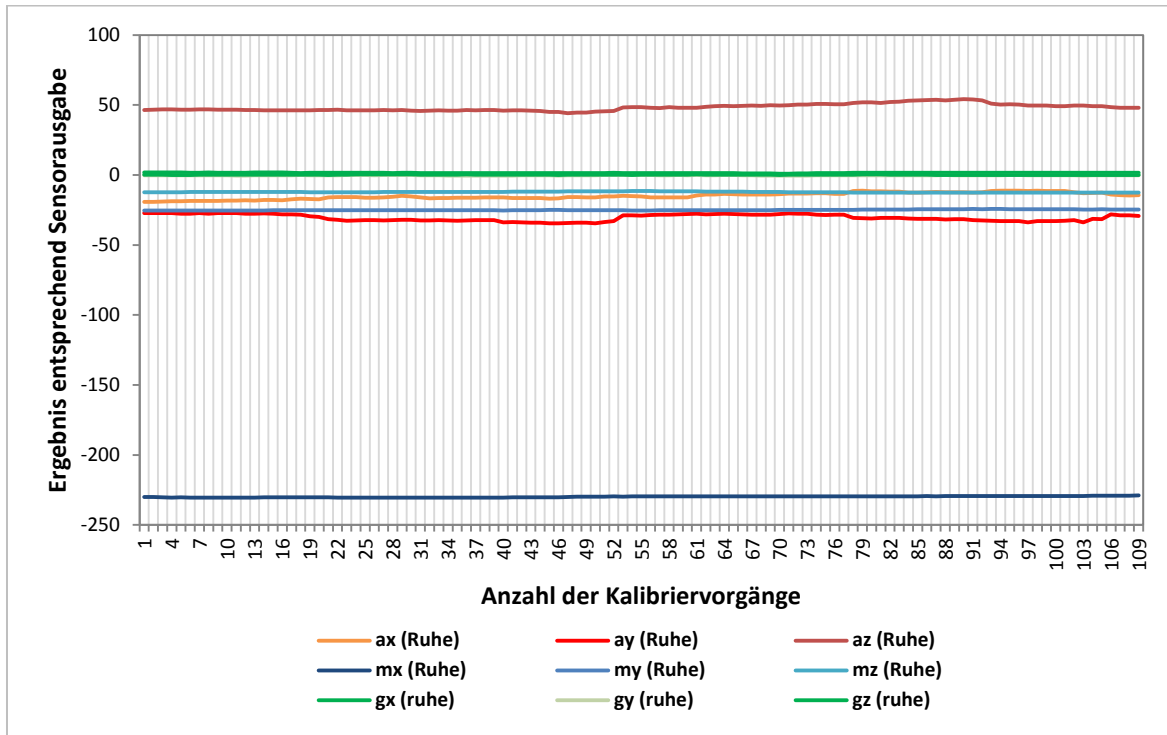


Diagramm 31 Reproduzierbarkeit der Kalibrierergebnisse

Für die Evaluierung der Langzeitstabilität sind Experimente über einen „längeren“ Zeitraum von jeweils 3 Stunden durchgeführt worden. In Diagramm 32 sind die aufgezeichneten Daten des Beschleunigungssensors über den Startzeitraum eines Experimentes von ca. 1min gezeigt.

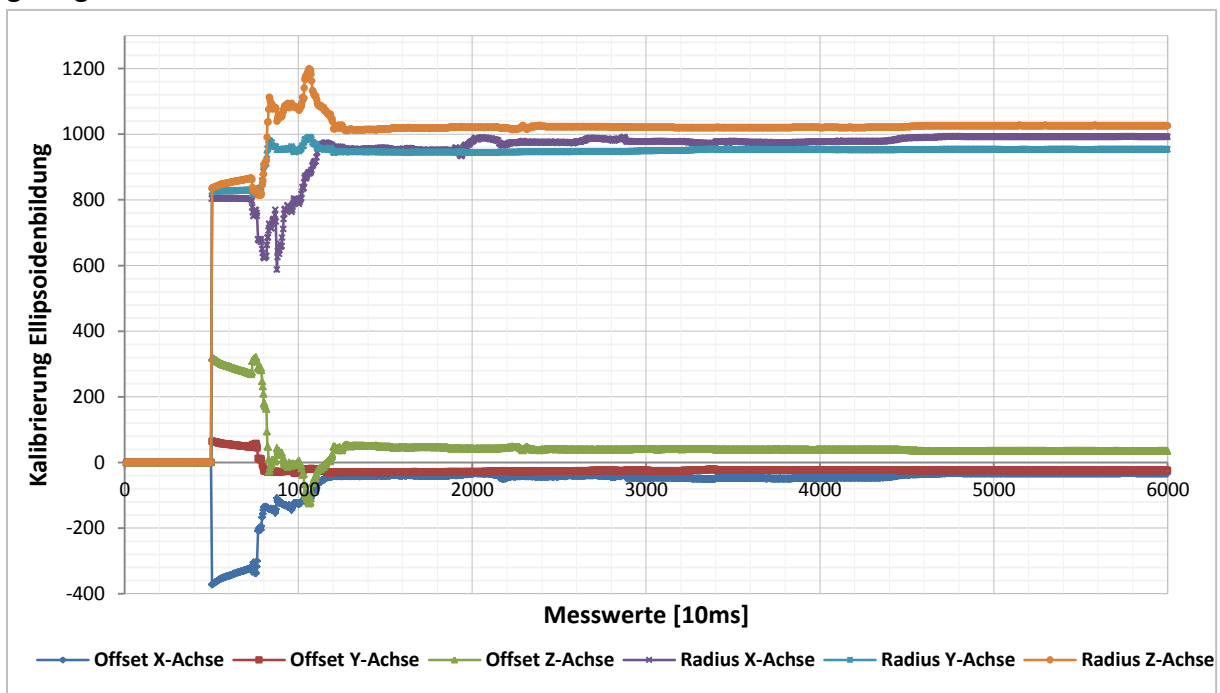


Diagramm 32 Ergebnisse zur Evaluierung der Langzeitstabilität, Ausschnitt erste Minute

Bei den Experimenten wird der Offset und der Radius jeder einzelnen Achse betrachtet. Nach einem anfänglichen „Einschwingen“ auf die Kalibrierwerte geht die Messkurve nach ungefähr 1500 Messwerten bzw. 15 Sekunden in einen stabilen Zustand und nach circa 4500 Messwerten (45 Sekunden) in einen schwankungsfreien Verlauf über. Im Diagramm 33 sind Auszüge eines Langzeitexperimentes von ca. 3 h abgebildet und zeigen die Stabilität des Kalibrierverfahrens.

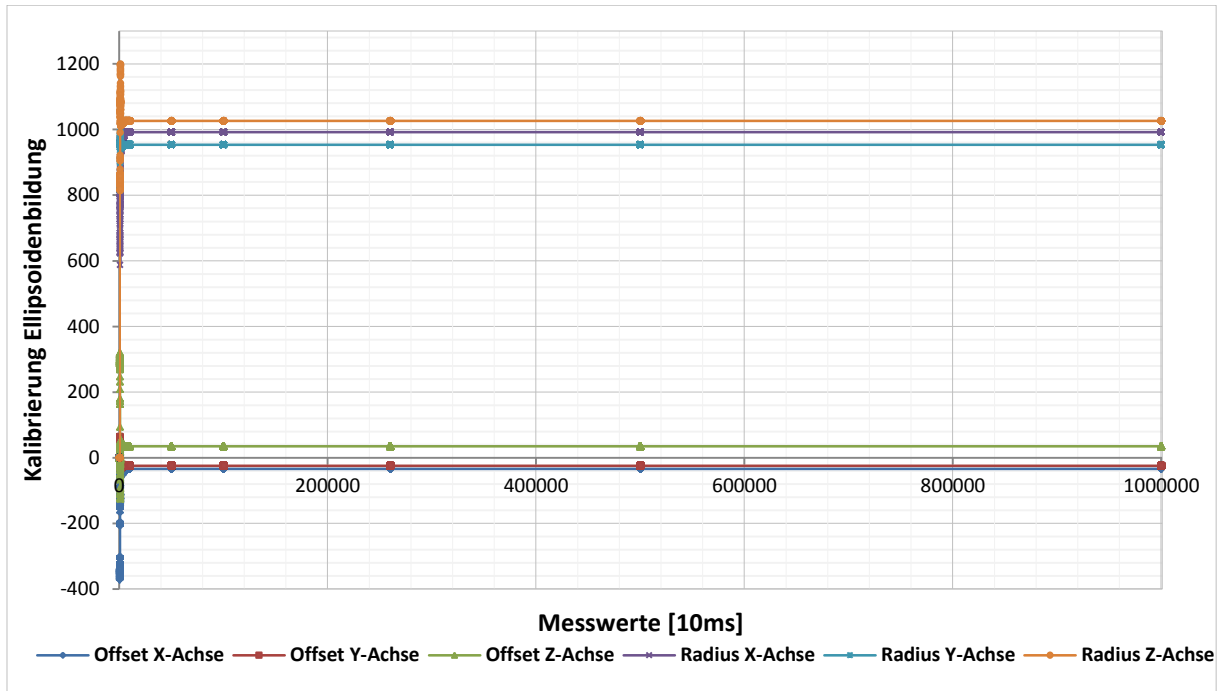


Diagramm 33 Ergebnisse zur Evaluierung der Langzeitstabilität, 3 Stunden

Dieses Diagramm belegt für die Definition eines langen Zeitraumes von 3 Stunden die Langzeitstabilität des BodyGuard-Systems.

8 Zusammenfassung und Ausblick

Die Indoor- und Outdoor-Lokalisierung von Personen und Gütern spielt im Zeitalter des Internets und der Globalisierung eine immer größere Rolle.

Im Bereich der Indoor-Lokalisierung sind derzeit noch große technische Herausforderungen vorhanden, die sich auf die folgenden Schwerpunkte fokussieren lassen:

- Genauigkeit der Indoor-Lokalisierung verbessern
- Indoor-Lokalisierung mit Low-Cost Sensoren realisieren
- Keine lokale Infrastruktur zur Rekonfigurierung des Systems vorhanden.

Genau diesen Herausforderungen stellt sich diese Arbeit mit dem Thema:

„Lokalisierung sich bewegender Objekte innerhalb und außerhalb von Gebäuden“.

Die Arbeit beschreibt, welche Methoden und Verfahren angewendet oder genutzt werden müssen, um das Ziel einer genauen Indoor-Lokalisierung zu erreichen.

In der Literatur gibt es Ansätze zur Indoor-Lokalisierung die in die richtige Richtung zeigen, das Problem aber zu ungenau lösen. Auch auf dem Markt gibt es noch keine handelsüblichen Geräte die den Anforderungen der Indoor-Lokalisierung gerecht werden. Deshalb war es erforderlich, im Rahmen dieser Arbeit ein eigenes System zur Lokalisierung von Objekten inner- und außerhalb von Gebäuden zu entwickeln. Dieses System wurde BodyGuard-System genannt und umfasst ein eigenes Hardware- und Softwarekonzept. Um die mit den verwendeten Low-Cost 3D-Sensoren erfassten Daten auszuwerten, ist ein vollständiges mathematisches Modell zur Überführung der kalibrierten Messdaten und der Umrechnung dieser Messdaten in Positionsdaten realisiert. Wie eingangs beschrieben lag der Schwerpunkt auf der Genauigkeit der Positionsbestimmung. Im Laufe der Arbeit zeichnete sich ab, dass die bisher genutzten Kalibrierprozesse, z.B. einer einmaligen Werkskalibrierung, nicht ausreichen. Aufgrund dessen ist eine Kalibriermethode für 3D-Sensoren entwickelt worden. Anschließend sind die BodyGuard-Messdaten in Experimenten im Vergleich mit dem optischen Referenz 3D-Stereofotogrammetrie System validiert worden. Zusätzlich haben weitere Realtests stattgefunden. Die softwaretechnische Auswertung fand dabei bisher immer offline oder online auf einem PC statt. Weiterhin wichtig für die Indoor-Lokalisierung ist die durchgeführte Unsicherheitsbetrachtung für das realisierte BodyGuard-System. Diese Unsicherheitsbetrachtung ermöglicht einen Einblick in die Messunsicherheitsermittlung und die Unsicherheitsquellen bei der Realisierung von Lokalisierungssystem.

Diese umfassend ausgeführten Aufgaben sind der einleitend vorgestellten Zielstellung, der Verwendung beliebiger Low-Cost 3D-Sensors ohne Nutzung einer lokalen Infrastruktur, gerecht geworden.

Die weiterführenden Arbeiten zu der vorgelegten Dissertation:

- Übergang von der Online PC-Auswertung zur einer Online BodyGuard-System-Auswertung:

Aktuell wird die Auswertung der durch die im BodyGuard-System implementierten Sensoren gewonnenen Messdaten auf dem PC im Nachgang durchgeführt. Das Ziel für zukünftige Arbeiten ist es diesen Prozess auf dem Modul durchzuführen.

- Überführung des Kalibrieralgorithmus auf das Sensorsystem

Die Überführung des Kalibrieralgorithmus, das heißt die Anwendung der Quaternion und der Kalibrierung, erfolgt aktuell ebenfalls noch nicht auf dem Modul sondern wird im Nachgang auf dem PC ausgeführt. Dies soll aber ebenfalls in zukünftiger Arbeit geändert werden, so dass das Modul unabhängig vom PC einsetzbar ist.

- Einbindung in ein neuronales Netz und daran gebunden eine Verbesserung der merkmalsbasierten Lokalisierung

Innerhalb einer von mir betreuten studentischen Arbeit wurde ein Auswertungsprogramm für die trainierten Daten in MATLAB® geschrieben. Dieses Programm soll in kommenden Arbeiten auf dem Knoten im BodyGuard-System implementiert werden. Außerdem soll die Schritt- bzw. Mustererkennung verbessert werden für eine Optimierung der merkmalsbasierten Lokalisierung. Das Ziel dieser Neuerungen ist eine sichere Erkennung von Ereignissen mit Hilfe des BodyGuard-Systems.

- Überarbeitung der Hardware des aktuellen Systems (siehe Anhang C).

Zuletzt ist auch eine Optimierung der Hardware angedacht. Auf einer neuen Sensorbasis beziehungsweise aus der Überlegung der Realisierung des Funktionsprinzips des BGs auf einem beliebigen Mobiltelefon ist es erforderlich, dass an der Hardware weitere Entwicklungen stattfinden.

Für all die genannten Ergänzungen beziehungsweise Erweiterungen entsteht ein Arbeitsaufwand der in einem Jahr zu bewältigen sein sollte.

Abbildungen

Abbildung 1	Hertzscher Oszillator und Resonator [Hert08a]	3
Abbildung 2	Das elektromagnetische Wellenspektrum	5
Abbildung 3	Überblick über die funkbasierte Entfernungsbestimmung [ITWi13a]	5
Abbildung 4	Fingerprinting-Karte des Campus der Polytechnischen Universität Hong Kong [Baci08]	9
Abbildung 5	Überblick über die optisch- und akustisch-basierte Entfernungsmessung	10
Abbildung 6	Kardanisch aufgehängter Kreisel [Flue13]	12
Abbildung 7	Koordinatensysteme, WGS84, NEU & Sensor	13
Abbildung 8	Translation eines Punktes P nach P*	14
Abbildung 9	Rotation und Translation eines Punktes P	15
Abbildung 10	Rotation eines Punktes P	16
Abbildung 11	Darstellung der verschiedenen zeitlichen Abläufe von Rotation und Translation	18
Abbildung 12	Quaternion, Rotationsabbildung [Augu13]	23
Abbildung 13	Prototypen für die Voruntersuchungen Kompassmodul (links), Beschleunigungs- & Gyroskopsensoren, sowie Herzfrequenz (rechts) auf Basis der Entwicklungsplattformen	26
Abbildung 14	3D Beschleunigungssensor MMA7260 [Free11]	27
Abbildung 15	1D Gyroskop ENC-03 [Mura11]	27
Abbildung 16	2D Kompassmodul HMC6352 [Hony11]	28
Abbildung 17	3D Kompassmodul HMC6343 [Hony11a]	28
Abbildung 18	3D Magnetfeldsensor HMC5843 [Hony11b]	28
Abbildung 19	Luftdrucksensor MS5540C [Inte11]	29
Abbildung 20	Luftdrucksensor MS5611-01BA03 [Inte13]	29
Abbildung 21	GPS-Modul, FSA03 [Falc11]	29
Abbildung 22	Thermo-Hydrosensor, SHT11 [Sens11]	29
Abbildung 23	Herzschlagempfänger, RMCM01 [Pola11]	30
Abbildung 24	Funkmodul, PAN2355 [Pana11]	30
Abbildung 25	Sensorposition an einer Person	32
Abbildung 26	Konstruktive Entwicklung	39
Abbildung 27	Gehäusemuster des Bodyguard-Systems	39
Abbildung 28	Platinen, Oberseite	40
Abbildung 29	Platine, Unterseite	40
Abbildung 30	MSP430F2618 mit JTAG Interface	41
Abbildung 31	Energiekonzept des BodyGuard-Systems	42
Abbildung 32	Beschleunigungssensor, elektrische Anbindung	43
Abbildung 33	Gyroskope mit individueller Referenzspannung	44
Abbildung 34	Kompass	44
Abbildung 35	Luftdrucksensor	45
Abbildung 36	GPS Modul	46
Abbildung 37	Schaltplan für die Stromversorgung des GPS-Moduls	46
Abbildung 38	Schaltplan des Feuchtesensors	47
Abbildung 39	Polar Herzschlagempfänger	47
Abbildung 40	Schaltplan der USB zu RS232 Konverter	48
Abbildung 41	Schaltplan der Funkkommunikation PAN2355	49

Abbildung 42 Aufbau des USB-Sicks.....	49
Abbildung 43 Taster und LEDs.....	50
Abbildung 44 Platinenlayout - Layer 1	50
Abbildung 45 Platinenlayout - Layer 2	51
Abbildung 46 Platinenlayout - Layer 3	51
Abbildung 47 Platinenlayout - Layer 4	51
Abbildung 48 Kalibriervorrichtung zur Bestimmung der realen Ruhewerte.....	56
Abbildung 49 Das ideale Modell, alle Messwerte auf dem Radius der Kugel.....	59
Abbildung 50 Sym-metrisches Modell, alle Messwerte in einer Punktwolke um den Radius der Kugel.....	59
Abbildung 51 Reales Modell, Messwerte auf der Mantelfläche eines Ellipsoides.....	60
Abbildung 52 Bestimmung des optimalen Radius um den Kalibrierfehler zu verringern	61
Abbildung 53 Kleine Bewegung des BodyGuard-Systems.....	62
Abbildung 54 Approximationsschritte zur Bestimmung des Ellipsoids aus den ermittelten Messwerten.....	63
Abbildung 55 Bestimmung des Schwerpunktes des Ellipsoids extern auf dem PC.....	64
Abbildung 56 Prozessablauf der automatischen kontinuierlichen Kalibrierung.....	67
Abbildung 57 Schematische Darstellung des Prozesses zur Verarbeitung der Sensordaten	72
Abbildung 58 Zuordnung der Achsen der analogen Sensorsignale des Beschleunigungssensor und des Gyroskops zu den Anschlussports des Mikrocontrollers.....	74
Abbildung 59 Schaltbild des digitalen Sensors [Meas11].....	75
Abbildung 60 Detailliertes Blockschaltbild des Luftdrucksensors MS5540C [Meas11]	76
Abbildung 61 Schritt- und Treppenerkennung mit Hilfe des neuronalen Netzes.....	88
Abbildung 62 Detektion der Position und Fehleranalyse anhand der merkmalsbasierten Lokalisierung in einem Gebäude	88
Abbildung 63 Einflussgrößen im Positionsbestimmungsalgorithmus.....	90
Abbildung 64 Detektion einer Bewegung in einem Gebäude mit dem BodyGuard-System	91
Abbildung 65 Einflussgrößen der Ergebnisunsicherheit beim BodyGuard-System	92
Abbildung 66 Übersicht über die Unsicherheitsfaktoren der einzelnen Sensoren.....	93
Abbildung 67 Verschiebetisch	96
Abbildung 68 Verschiebetischexperiment, 33m/s^2 , Messprotokoll des 3D- Stereo-Bildkorrelation, Weg, Geschwindigkeit und Beschleunigung ermittelt auf der x-Achse des Bodyguard-Systems.....	96
Abbildung 69 Drehbank, Modell „Matador“ der Firma Hahn & Kolb, Stuttgart	99
Abbildung 70 Versuchsaufbau der Laufbandexperimente.....	102
Abbildung 71 Aufbau des 3D-Sterofotogrammerie Systems	102
Abbildung 72 Ansicht des ORS mit optischen Markern und der Sensorplatte des BG	102
Abbildung 73 Ansicht des Kamerasystems zur Schrittlängenbestimmung	102
Abbildung 74 Laufbandexperiment; Probandin 2; 6km/h	103
Abbildung 75 3D Experiment eines Rundgangs durch ein Haus mit zwei Treppen und vier Türen, links Ergebnisse des Versuchs mit deaktivierter Kalibrierung, rechts Ergebnisse mit aktivierter Kalibrierung	109
Abbildung 76 3D Experiment mit aktivierter Kalibrierung und Projektion der Messergebnisse auf eine Karte	110
Abbildung 77 Ideale Freiraumdämpfung im WSN Simulator für den CC1100	136
Abbildung 78 Aufbau der spezifischen Dämpfungsmessung [Ston97]	139

Abbildung 79 Mediendämpfung im WSN Simulator	140
Abbildung 80 MSB430-H Board und Antenne.....	143
Abbildung 81 MSB-A2 Hardwareplattform.(Abb. aus [BWBH08])	145
Abbildung 82 "Ping Pong"-Verfahren Sender und Empfänger	146
Abbildung 83 Zeitversatz von unterschiedlichen Entfernungsmessungen, 2 m, 0 m und 15 m.....	146
Abbildung 84 iNEMO-System	147
Abbildung 85 BodyGuard-System V2.0	148

Tabellen

Tabelle 1 Verknüpfungstafel der Quaternion	20
Tabelle 2 Sensoren des BodyGuard-Systems V 1.0	31
Tabelle 3 Positionsbewertung	38
Tabelle 4 Sensitivitätseinstellungen des Beschleunigungssensor, MMA7260Q.....	43
Tabelle 5 Messbereiche, Messfehler und Genauigkeiten der verwendeten Komponenten	55
Tabelle 6 Übersicht über die kalibrierten Sensordaten, die Standardabweichung, das Rauschen, die Ruheposition und die Skalierung.....	69
Tabelle 7 Abbildung von Gravitation und Spannung bei einer Sensitivität des Beschleunigungssensors von ± 1.5 g bzw. ± 0.8 V/g	77
Tabelle 8 Zuordnung von Winkeländerung und Spannung bei einer Sensitivität des Winkelsensors von $\pm 4.7 \cdot 0.67$ mV/deg./sec	77
Tabelle 9 Zuordnung der digitalen Sensoren zu den Portleitungen des MSP430.....	77
Tabelle 10 Zuordnung der Gravitations- und Spannungswerte zu den unterschiedlichen Sensitivität des Beschleunigungssensors.....	79
Tabelle 11 Zuordnung von Winkelgeschwindigkeit und Spannungen des Gyroskops.....	80
Tabelle 12 Zuordnung der verschiedenen Geschwindigkeiten zu erfassten und berechneten Schrittlängen	87
Tabelle 13 Gegenüberstellung verschiedener Positionsbestimmungssysteme.....	113
Tabelle 14 Freiraumdämpfung des MSB430 (CC1020) [TEX06a]	136
Tabelle 15 Freiraumdämpfung MSB430-H (CC1100)	136
Tabelle 16 Freiraumdämpfung Eval-Board (CC2430) [TEX07b].....	137
Tabelle 17 Dämpfungsfaktoren mit entsprechenden Dämpfungswerten [Morr04, Ston97]	138
Tabelle 18 Dämpfungsfaktoren und Mediendämpfung für den MSB430 (CC1020)	141
Tabelle 19 Optimierungsstufen des CC1020	142
Tabelle 20 Sensoren des iNEMO-Systems.....	147
Tabelle 21 Sensoren des BodyGuard-Systems V 2.0	149

Diagramme

Diagramm 1 Schrittsignal bei der Befestigung des BodyGuard-Systems am Fuß.....	33
Diagramm 2 Schrittsignal bei der Befestigung des BodyGuard-Systems am Unterschenkel.....	34
Diagramm 3 Schrittsignal bei der Befestigung des BodyGuard-Systems am Oberschenkel	35
Diagramm 4 Schrittsignal bei der Befestigung des BodyGuard-Systems in der Hosentasche	35
Diagramm 5 Schrittsignal bei der Befestigung des BodyGuard-Systems an der Hüfte.....	36

Diagramm 6 Schrittsignal bei der Befestigung des BodyGuard-Systems an der Hand	36
Diagramm 7 Schrittsignal bei der Befestigung des BodyGuard-Systems an der Schulter.....	37
Diagramm 8 Schrittsignal bei Befestigung des BodyGuard-Systems am Kopf.....	37
Diagramm 9 Ruhelagenkalibrierung des Beschleunigungssensor.....	57
Diagramm 10 Einmalige statische Kalibrierung im vergleich zu Datenblattwerten.....	57
Diagramm 11 Ellipsoid des Beschleunigungssensors	64
Diagramm 12 Ellipsoid des Magnetfeldsensors	64
Diagramm 13 „gekrümmte Linie“ des kalibrierten Gyroskops mit den Sollwerten des Gyroskops Datenblattes.....	65
Diagramm 14 Vergleich der a) unkalibrierten, b) driftbereinigten und c) kalibrierten Messwerte des Gyroskopes mit den berechneten Werten aus Beschleunigungs- und Magnetfeldsensor.....	66
Diagramm 15 Kalibrierung der Sensoren , 109 Experimente.....	68
Diagramm 16 Drehbankexperiment mit 15 Umdrehungen (rpm); links: Rechteckförmiges Drehbanksignal des Gyroskops, rechts: lineare Winkeländerung über der Zeit aus der Datenintegration	82
Diagramm 17 Vergleich der von Gyroskop und Beschleunigungssensor gemessenen Winkeländerung bei einem Drehbankexperiment	83
Diagramm 18 Beispiel von markanten Punkten anhand des Grundmusters eines Schrittes	86
Diagramm 19 Grundmuster Schritt für die Bewegungsformen Gehen (links) und Laufen (rechts).....	87
Diagramm 20 Gegenüberstellung, Verschiebetischexperiment 33cm/s, Beschleunigung BG zu ORS.....	97
Diagramm 21 Gegenüberstellung, Verschiebetischexperiment 33cm/s, Geschwindigkeit BG zu ORS.....	97
Diagramm 22 Gegenüberstellung, Verschiebetischexperiment 33cm/s, Weg BG zu ORS	98
Diagramm 23 Drehbankexperiment mit 15 rpm, Beschleunigungswerte	99
Diagramm 24 Gemessene Winkelgeschwindigkeit des Gyroskopes.....	100
Diagramm 25 Vergleich der Winkeländerungen der Drehbank, des Gyroskops und des Beschleunigungssensors	100
Diagramm 26 Gegenüberstellung Winkeländerung Proband 2, BodyGuard (BG) und optische Referenz 3D-Stereofotogrammetrie System (ORS) aus Abbildung 86.....	104
Diagramm 27 Gegenüberstellung Wegänderung Proband 2, BodyGuard (BG) und optische Referenz 3D-Stereofotogrammetrie System (ORS) aus Abbildung 86.....	105
Diagramm 28 Fahrstuhlfahrt: Hochfahren und Runterfahren	108
Diagramm 29 Vereinfachte Funktion zur Berechnung der Höhenänderung	108

Nomenklatur

Griechische Buchstaben

θ ϑ	Theta	
φ ϕ	Phi	
ψ Ψ	Psi	

Abkürzungen

3D	Drei Dimensional
3G	„dritte Generation“ des Mobilfunkstandards
ADC	Analog-to-Digital Converter, analog zu digital Wandler
AGC	Automatic Gain Controll
AFC	Automatic Frequency Controll
AMR	Anisotropic MagnetoResistive
AoA	Angle of Arrival
BG	BodyGuard-System
Baud	Übertragungsgeschwindigkeit, Baud, kBaud, Mbaud,
bit/s bps	Bit per second bit/s, kbit/s, Mbps, Gbps
BpM/WpM	Anschlaggeschwindigkeit beim Morsen Buchstaben bzw. Wörter pro Minute
dB	Dezibel, Verstärkung und Dämpfung
dBc	Dämpfung der Nebenchannels relativ zur Sendeleistung in dBc (dB carrier power)
dBd	Leistungsgewinn in dBd (dB Dipol), meist bei Halbwellendipol – z. B. Richtfunkantenne $dBi = dBd + 2,15dB$
dBi	Leistungsgewinn in dBi (dB isotrop), meist bei isotropen Kugelstrahler – z. B. Stabantennen, Helix
dBic	Leistungsgewinn in dBic (dB isotrop circular), spezieller Leistungsgewinn einer zirkular polarisieren isotropen Antenne – z. B. Helix (halbwellen Dipol Antenne)
dBm	Leistungsangabe in dBm in Bezug auf mW
DAC	Digital-to-Analog Converter, digital zu analog Wandler
DCO	Digitally Controlled Oscillator
DIN	Deutsches Institut für Normung e. V.
DOF	Degree of Freedom, Freiheitsgrad bei Bewegungen
FBG	Fiber-Bragg-Gitter
FSK	Frequenz Shift Key, Modulationsverfahren (Frequenzumtastung)
2-FSK	2-FSK, zweifacher Frequenzschiftung
GPRS	General Packet Radio Service
GPS	Global Positioning System
AGPS	Assisted GPS
DGPS	Differenzial GPS
GSM	Global System for Mobile Communications
I2C/I ² C/IIC	Inter-Integrated Circuit, serielle Datenübertragung, eine Sende und Empfangsleitung und eine Taktleitung, Master/Slave Prinzip
IMU	Inertial Measurement Unit
LAN	Local Area Network

WLAN	Wireless LAN
WiFi	Wireless Fidelity
LiPo	Lithium Polymer Akkumulator
LED	Light-Emitting Diode
LoS	Line-of-Sight, freie Sicht zwischen Sender und Empfänger
oLoS	obstructed LOS, Sichtbehinderung zwischen Sender und Empfänger
nLoS	non-LOS, keine Sicht bzw. Ausbreitungspfad zwischen Sender und Empfänger nicht vorhersehbar
LTE	Long Term Evolution, auch 4G genannt
LNA	Low Noise Amplifier
MCU	MicroController Unit
MOSFET	Metal-Oxide-Semiconductor Field-Effect Transistor, Metall-Oxid-Halbleiter-Feldeffekttransistor
MR	MagnetoResistive
MSB430	Mobile Sensor Board 430
MSB430-H	Mobile Sensor Board 430, neues Design mit schnellerem Funkchip
MSP/MSP430	mixed-signal processors, microcontroller platform of ultra-low-power 16-bit RISC
NIST	National Institute of Standards and Technology
ORS	Optisches Referenz System
PA	Power Amplifier
PC	Personal Computer
RAM	Random-Access Memory
RISC	Reduced Instruction Set Computer, Prozessorarchitektur mit reduzierten Befehlssatz
ROM	Read-Only Memory, Speicherzelle
RS232	Serielle Verbindungsschnittstelle, Punkt zu Punkt Verbindung,
RSS	Received Signal Strength
RSSI	Received Signal Strength Indicator
RTC	Real Time Clock
RTof	Roundtrip Time of Flight
SPI	Serial Peripheral Interface, synchronen seriellen Datenübertragung, Master/Slave Prinzip
SPS	Abtastrate, Sample per second, kSPS – kilosample per second
TI	Texas Instruments
TDofA	Time Difference of Arrival
ToA	Time of Arrival
TTF	Time to First Fix, GPS Suchzeit
UART	Universal Asynchronous Receiver Transmitter, Schnittstelle einer seriellen parallelen asynchronen Datenübertragung, Punkt zu Punkt Verbindung
UMTS	Universal Mobil Telecommunication System, auch 3G
USB	Universal Serial Bus
WGS84	World Geodetic System 1984, geodätisches Referenzsystem der Erde und dem erdnahen Weltraum

Literaturverzeichnis

- [AFKK09] Angermann M., Friese A., Khider M., Krach B., Krach K., Robertson P., "A Reference Measurement Data Set for Multisensor Pedestrian Navigation with Accurate Ground Truth", European Navigation Conference (ENC-GNSS 2009), Italy, May 2009
- [AKPT12] Amirsadri Ashkan, Kim Jonghyuk, Petersson Lars, Trumpf Jochen, (2012); "Practical Considerations in Precise Calibration of a Low-cost MEMS IMU for Road-Mapping Applications", American Control Conference (ACC 2012) pp. 881-888
- [Amsy10] Präzise Höhenmessung (24Bit) mit dem Drucksensor MS5607 Applikation Note AAN509, (April 2010) von *Amsys GmbH & Co. KG*, <http://www.amsys.de/sheets/amsys.de.aan509.pdf>, 07.10.2012
- [Augu13] Augustin, Daniel (2013): Erfassung, Transformierung und Visualisierung von personenbezogenen Bewegungsdaten, mittels eines IMU-Systems. Diplomarbeit, FU Berlin
- [Baci08] Baci, George (2008): "Wireless Tracking Analysis on Wi-Fi Signal Strength", The Hong Kong Polytechnic University, Hong Kong, 2008, http://www.comp.polyu.edu.hk/lab/wins/research_area.htm, 05.03.2014
- [Bart01] Bartz, Markus (2001): Quaternionen, Seminar Computergraphik, Universität Koblenz-Landau, Fachbereich Informatik <http://www.uni-koblenz.de/~cg/veranst/ws0001/sem/Bartz.pdf>, 21.08.2013
- [Baro13] Wikipedia (2013): Barometrische Höhenformel http://de.wikipedia.org/wiki/Barometrische_H%C3%B6henformel 14.12.2013
- [Bobi98] Bobic(k), Nick (1998): Rotating Objects Using Quaternions, Caged Entertainment Inc., Game Developer, 05.06.1998 http://www.gamasutra.com/view/feature/131686/rotating_objects_using_quaternions.php, 22.08.2013
- [BrND12] Bradley Nevins Damazo, (2012) Mechanical, Sensor and Control System Design for an Accelerometer Calibrator with One Part per Million Accuracy <http://dspace.mit.edu/bitstream/handle/1721.1/33474/19088040.pdf>, 07.10.2012
- [BKLS07] Baar, Michael, Köppe, Enrico., Liers, Achim., Schiller, Jochen. (2007) The ScatterWeb MSB-430 Platform for Wireless Sensor Networks, SICS Contiki Hands-On Workshop, Swedish Institute of Computer Science (SICS), p. 3, 03 2007

- [BWBH08] Baar, Michael, Will, Heiko, Blywis, Bastian, Hillebrandt, Thomas, Liers, Achim, Wittenburg, Georg, Schiller, Jochen, (2008), The ScatterWeb MSB-A2 Platform for Wireless Sensor Networks
- [Dama88] Bradley Nevins Damazo(1988): Mechanical, Sensor and Control System Design for an Accelerometer Calibrator with One Part per Million Accuracy Master of science in mechanical engineering, MIT, Massachusetts Institute of Technology
<http://dspace.mit.edu/bitstream/handle/1721.1/33474/19088040.pdf>
- [Diet07] Dietrich, Jorg (2007):Nutzung des Transceivers des MSB430 zur Lokalisierung sich bewegender Personen
Diplomarbeit, FU Berlin
- [DIN1319-1] Norm. (1995):Grundlagen der Meßtechnik - Teil 1: Grundbegriffe
DIN 1319-1:1995-01
- [DIN1319-3] Norm. (1996):Grundlagen der Meßtechnik - Teil 3: Auswertung von Messungen einer einzelnen Meßgröße, Meßunsicherheit
DIN 1319-3:1996-05
- [DIN1319-4] Norm. (1987):Grundlagen der Meßtechnik - Teil 4: Auswertung von Messungen; Meßunsicherheit
DIN 1319-4:1999-02
- [DIN43751-2]Norm. (1987):Messen, Steuern, Regeln; Digitale Meßgeräte; Meßgeräte zur Messung von analogen Größen; Begriffe, Prüfungen und Datenblattangaben
DIN 43751-2:1987-05
- [DIN43751-3]Norm. (1987):Messen, Steuern, Regeln; Digitale Meßgeräte; Meßgeräte zur Messung von digitalen Größen; Begriffe, Prüfungen und Datenblattangaben
DIN 43751-3:1987-05
- [DIN13005] Vornorm (1999) Leitfaden zur Angabe der Unsicherheit beim Messen; Deutsche Fassung, ISBN 3-410-13405-0
DIN V ENV 13005:1999-06
- [Falc11] Datenblatt des GPS-Moduls *FSA03/-LP* von *Falcom*:
http://www.falcom.de/uploads/media/AppNote_FSA03_rev_1.0.5.pdf,
14.10.2011
- [FAZ003] Olympiaboten auf dem Eis, FAZ-Olympia, 03.2003,
<http://de.itmssports.de/news/views/pdf/2003-03FAZ-olympia.pdf>,
10.02.2013
- [Flue13] Fluegge, G. Prof.em. Dr. 2013: Drehung um bewegliche Achsen,
<http://web.physik.rwth-aachen.de/~fluegge/Vorlesung/PhysIpub/Exscript/6Kapitel/VI9Kapitel.html>, 20.08.2013

- [Free11] Datenblatt des Beschleunigungssensors *MMA7260QT* von *Freescale Semiconductor*:
http://www.freescale.com/files/sensors/doc/data_sheet/MMA7260QT.pdf, 14.10.2011
- [Free13] Application Note AN4246, 04.2013, Calibrating an eCompass in the Presence of Hard and Soft-Iron Interference, von *Freescale Semiconductor*:
http://www.freescale.com/files/sensors/doc/app_note/AN4246.pdf, 20.08.2013
- [GaGS12] Ganter, W.; Golub, Gene H.; Strebel, R. : Least-Squares Fitting of Circles and Ellipses
<http://www.ulb.ac.be/assoc/bms/Bulletin/sup962/gander.pdf>, 05.08.2012
- [GoBV13] Google Maps for Business View, Google Maps Business View & Streetview Virtual Tours in Devon; <http://www.realspin.co.uk/>
10.03.2014
- [GoIM14] Google Maps, Indoor-Karten für Innenräume
<http://www.google.com/maps/about/partners/indoormaps/>
10.03.2014
- [GoPT14] Google Projekt Tango, Abteilung für fortgeschrittene Technologien (ATAP)
<https://www.google.com/atap/projecttango/>
10.03.2014
- [Hild07] Hildebrand, Thomas. (2007): Untersuchung und Simulation des Zeit- und Energieverhaltens eines MSB430-H Sensornetzwerks
Diplomarbeit, FU Berlin
http://page.mi.fu-berlin.de/hillebra/papers/da_hillebrandt.pdf
- [HeLN12] Hertzberg, Joachim; Lingemann, Kai; Nüchter, Andreas: Mobile Roboter
Springer Vieweg, Berlin Heidelberg 2012, ISBN: 978-3-642-01725-4
- [Hert08] Hertz, Heinrich: Entdecker der elektromagnetischen Wellen
<http://www.seefunknetz.de/hhertz1.htm>
- [Hert08a] Von Faraday über Maxwell und Hertz zu Marconi
http://leifi.physik.uni-muenchen.de/web_ph12/geschichte/05rundfunk/em_wellen.htm
- [Hoag63] Hoag, David (1963). "Apollo Guidance and Navigation - Considerations of Apollo IMU Gimbal Lock - MIT Instrumentation Laboratory Document E-1344"
- [Hony11] Datenblatt des 2D Kompassmoduls *HMC6352* von *Honeywell*:
<http://www51.honeywell.com/aero/common/documents/myaerospacecatalog-documents/Missiles-Munitions/HMC6352.pdf>, 14.10.2011

- [Hony11a] Datenblatt des 3D Kompassmodul mit Algorithmus *HMC6343* von *Honeywell*:
<http://www51.honeywell.com/aero/common/documents/myaerospacecatolog-documents/Missiles-Munitions/HMC6343.pdf>, 14.10.2011
- [Hony11b] Datenblatt des 3D Kompassmodul *HMC5843* von *Honeywell*:
<http://www51.honeywell.com/aero/common/documents/myaerospacecatolog-documents/Missiles-Munitions/HMC5843.pdf>, 14.10.2011
- [IPHOS13] iPHOS Projekt, von *Universität Duisburg-Essen*
Datenübertragung mit mehr als 1000Mbit/s
<http://www.heise.de/newsticker/meldung/iPHOS-Drahtlose-Datenuebertragung-mit-mehr-als-1000-Mbit-s-1860402.html>
<http://www.iphos-project.eu/>, 13.05.2013
- [Inte11] Datenblatt des Luftdrucksensors *MS5540C* von *Intersema, neu Measurement SPECIALIES*: <http://www.meas-spec.com/downloads/MS5540C.pdf>, 14.10.2011
- [Inte13] Datenblatt des Luftdrucksensors *MS5611-01BA03* von *Intersema, neu Measurement SPECIALIES*: <http://www.meas-spec.com/product/pressure/MS5611-01BA03.aspx>, 10.03.2013
- [ITWi13] ITWissen, Online-Lexikon, AoA (angle of arrival):
<http://www.itwissen.info/definition/lexikon/angle-of-arrival-AOA.html>, 13.12.2013
- [ITWi13a] ITWissen, Online-Lexikon, TDOA (time difference of arrival):
<http://www.itwissen.info/definition/lexikon/TDOA-time-difference-of-arrival.html>, 13.12.2013
- [ITWi13b] ITWissen, Online-Lexikon, TOA (time of arrival):
<http://www.itwissen.info/definition/lexikon/TOA-time-of-arrival.html>, 13.12.2013
- [IZMF14] Informationszentrum Mobilfunk e.V. (IZMF): Wie sind Funkzellen und Mobilfunknetze beschaffen? <http://www.izmf.de/de/content/wie-sind-funkzellen-und-mobilfunknetze-beschaffen>, 14.03.2014
- [JCGM08] JCGM, JCGM 100:2008, Evaluation of measurement data – “Guide to the expression of uncertainty in measurement“ First Edition
http://www.bipm.org/utils/common/documents/jcgm/JCGM_100_2008_E.pdf, 10.12.2013
- [LiHG13] Li, Binghao; Harvey, Bruce; Gallagher, Thomas (2013): *Using Barometers to Determine the Height for Indoor Positioning*
International Global Navigation Satellite Systems Society, IGNSS Symposium, Outrigger Gold Coast, Australia, 16-18 July, 2013
- [Ling10] Linger, Burkart (2010): Analyse einer Sensorplattform zur Trägheitsnavigation,

Diplomarbeit, Hochschule für Technik und Wirtschaft Aalen, Fachbereich
Elektronik und Informationstechnik
<http://www.bollchen.de/media/diplomarbeit.pdf>, 20.08.2013

- [KALS12] Köppe, Enrico; Augustin, Daniel; Liers, Achim; Schiller, Jochen (2012): Self-calibration-method for an inertial navigation system with three 3D sensors, International Conference on Indoor Positioning and Indoor Navigation (IPIN), Sept. 2012, Sydney, Australien
- [KALS13] Köppe, Enrico; Augustin, Daniel; Liers, Achim; Schiller, Jochen (2013): Enhancements of the automatic 3D Calibration for a Multi-Sensor System, International Conference on Indoor Positioning and Indoor Navigation (IPIN), Okt. 2013, Mo, Frankreich
- [KALS14] Köppe, Enrico; Augustin, Daniel; Liers, Achim; Schiller, Jochen (2014): Self-calibration-method for an inertial navigation system with three 3D sensors, ISISS 2014, 1th International Symposium on Inertial Sensors and Systems,
- [KBLS11] Köppe, Enrico; Bartholmai, Matthias; Liers, Achim; Schiller, Jochen (2011): Tracking Persons using a Radio-Based Multi-Sensor System, International Conference on Indoor Positioning and Indoor Navigation (IPIN), Sept. 2011, Guimarães, Portugal
- [KBLS12] Köppe, Enrico; Bartholmai, Matthias; Liers, Achim; Schiller, Jochen (2012): Radio-based multi-sensor system for person tracking and indoor positioning, 9th Workshop on Positioning Navigation and Communication (WPNC)
- [Kern13] Kern, Thomas „Grundlegende mathematische Verfahren der 3D-Visualisierung“
<http://www.3dsource.de/deutsch/3Dmathe.htm>, 15.07.2013.
- [Knut07] Knuth, Donald E. (2007): The Art of Computer Programming Vol. 2, Seminumerical Algorithms, 3A Auflage
Addison-Wesley Longman, Amsterdam 4,
- [KöBa11] Köppe, Enrico; Bartholmai, Matthias (2011): Wireless Sensor Network with Temperature Compensated Measuring Technology for Long-Term Structural Health Monitoring of Buildings and Infrastructures, EUROSENSORS XXV
- [KöWi10] Köppe, Enrico; Will, Heiko (2010): Tracking Persons with an Autarkic Radio-Based Multi-Sensor System, International Conference on Indoor Positioning and Indoor Navigation (IPIN), September 2010, Zürich, Switzerland
- [Maut08] Mautz, Rainer (2008): Overview of current indoor positioning systems: Swiss Federal Institute of Technology, ETH Zurich, Switzerland

- https://edit.ethz.ch/geometh/people/rmautz/mautz_estonia08.pdf,
17.07.2013
- [Mede12] Datenblatt MEDER electronic, Sensor vs. Hall Effect:
http://www.meder.com/fileadmin/meder/pdf/en/Technical_Documents/Reed_Sensors_vs._Hall_Effect_Sensors.pdf, 07.10.2012
- [Meas11] Datenblatt des Luftdrucksensors *MS5540C* von *Measurement SPECIALIES*:
<http://www.meas-spec.com/downloads/MS5801-01BA.pdf>
- [Morr04] Morrow, Robert (2004): *Wireless Network Coexistence*.
McGraw-Hill Professional, New York 2004, S. 58-75
- [Mura11] Datenblatt des Winkelsensors *EMC-03R* von *Murata*:
<http://www.murata.com/products/catalog/pdf/s42e.pdf>, 14.10.2011
- [Nest12] Nestler, Britta Prof. Dr. rer. nat. : Modellierung und Simulation,
Ausgleichsproblem <http://www.iam.kit.edu/zbs/download/ModSim-Skript3.pdf>, 05.08.2012
- [PaGa02] Park, M.; Gao, Y. (2002); „Error analysis of low-cost MEMS-based
accelerometers for land vehicle navigation“ ION GPS 2002
- [Pana11] Datenblatt des Transceivermodul *PAN2355* von *Panasonic* mit den
Transceivern *CC1101* von *Texas Instruments*:
<http://www.panasonic.com/industrial/includes/pdf/PAN2355-Specification-F.pdf>, 14.10.2011
- [Park04] Park, Minha (2004): “Error Analysis and Stochastic Modeling of MEMS
based Inertial Sensors for Land Vehicle Navigation Applications”
Master These, Department of Geomatics Engineering, University of Calgary
http://www.ucalgary.ca/engo_webdocs/YG/04.20194.MinhaPark.pdf
13.12.2013
- [PeSi06] Peng, Rong; Sichertiu, Mihail L.(2006); *Angle of Arrival Localization for
Wireless Sensor Networks*; Sensor and Ad Hoc Communications and
Networks, SECON '06. 2006 3rd Annual IEEE Communications Society on
(Volume:1), S. 374 – 382,
<http://www4.ncsu.edu/~mlsichert/Research/Publications/aoaLocalizationSecon06.pdf>, 13.12.2013
- [Pfei10] Pfeiffer, Stefan (2010): Abstandsmessung durch Laufzeitmessung in
drahtlosen Sensornetzwerken, Diplomarbeit, FU Berlin
http://www.mi.fu-berlin.de/inf/groups/ag-tech/theses/finished/Abstandsmessung_durch_Laufzeitmessung_in_drahtlosen_Sensornetzwerken/thesis.pdf
- [Pola11] Datenblatt des Herzschlag-Modul *RMCM01* von *Polar*:
<http://www.sparkfun.com/datasheets/Wireless/General/RMCM01.pdf>,
14.10.2011

- [Pütz06] Pütz, Oliver (2006): Entwicklung eines energiesparenden, TDMA-basierten Routingprotokolls für drahtlose Sensornetze. Diplomarbeit, FU Berlin
- [QuNP06] Quan, Michael; Navarro, Edurdo; Peuker, Benjamin (2010): Wi-Fi Localization Using RSSI Fingerprinting. <http://digitalcommons.calpoly.edu/cpesp/17> California Polytechnic State University, Computer Engineering, 14.03.2014
- [Raja08] Rajagopal, S (2008): "Personal dead reckoning system with shoe mounted inertial sensors" In Master of Science Thesis, Stockholm, Schweden, 2008, http://www.ee.kth.se/php/modules/publications/reports/2008/XR-EE-SB_2008_013.pdf, 14.12.2013
- [Rech06] Rech, J. (2006): Wireless LANs. 802.11-WLAN-Technologie und praktische Umsetzung im Detail. Heise Zeitschriften Verlag, Hannover 2006, S. 273-280
- [SAGN07] Syed Z. F., Aggarwal P., Goodall C., Niu X. and El-Sheimy N. (2007) „A new multi-position calibration method for MEMS inertial navigation systems“; Measurements Science and Technology, No. 18 (2007), pp. 1897-1907.
- [SaGo12] Sandoval Gonzalez, O Hall Effect Sensors http://sandoval-gonzalez.com/5_hall.pdf, 07.10.2012
- [Schm10] Schmidt, Michael (2010): Positionsbestimmung in Gebäuden, Proseminar Technische Informatik, FU Berlin http://www.mi.fu-berlin.de/inf/groups/ag-tech/teaching/2009-10_WS/S_19510b_Proseminar_Technische_Informatik/schmidt10position_sbestimmung.pdf, 17.07.2013
- [Schm12] Schmid, Johannes (2012): Ad-Hoc Personenlokalisierung in Drahtlosen Sensornetzwerken, Dissertation, Institut für Technik der Informationsverarbeitung (ITIV), Karlsruher Institut für Technologie(KIT) <http://digbib.ubka.uni-karlsruhe.de/volltexte/1000030410>, 13.12.2013
- [SCW07] Homepage des *ScatterWeb*-Projekts: <http://cst.mi.fu-berlin.de/projects/ScatterWeb/index.html>, 27.02.2007
- [Sens11] Datenblatt des Luftfeuchte und Temperatursensors *SHT1x* von *Sensirion*: http://www.sensirion.com/en/pdf/product_information/Datasheet-humidity-sensor-SHT1x.pdf, 14.10.2011
- [Sen11a] Datenblatt des Kombisensors für 3D Beschleunigung und 3D Rotation *SD746* von *Sensordynamics*: <http://www.sensordynamics.cc/cms/cms.php?pageId=73>
- [Simo12] Simoncelli, Eero P. : Least Squares Optimization <http://www.cns.nyu.edu/~eero/NOTES/leastSquares.pdf>, 05.08.2012

- [STMi12] STMicroelectronics, INEMO, iNEMO system-on-board (2012),
http://www.st.com/internet/com/TECHNICAL_RESOURCES/TECHNICAL_LITERATURE/DATA_BRIEF/DM00046903.pdf (07.08.2012)
- [Ston97] Stone W.C (1997): Electromagnetic Signal Attenuation in Construction Materials.
NIST Construction Automation Program, Report No. 3
- [Stra09] Strang, Gilbert (2009), Introduction to Linear Algebra, 4.3 - Least Squares Approximations
<http://math.mit.edu/linearalgebra/ila0403.pdf>
- [Sole08] Solectek, Skyway-EB Series Gigabit Backbone Link
<http://www.solectek.com/files/pdf/datasheets/SkyWayEB-Datasheet.pdf>
- [TEX06a] Datenblatt des Transceivers *CC1020* von *Texas Instruments*:
<http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/cc1020.pdf>, 21.11.2006
- [TEX06b] Datenblatt des Mikrocontrollers *MSP430F1612* von *Texas Instruments*:
<http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/msp430f1612.pdf>, 25.11.2006
- [TEX07a] Datenblatt des Transceivers *CC1100* von *Texas Instruments*:
<http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/cc1100.pdf>, 15.01.2007
- [TEX07b] Datenblatt des Transceivers *CC2430* von *Texas Instruments*:
<http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/cc2340.pdf>, 27.01.2007
- [TEX11a] Datenblatt des Mikrocontrollers *MSP430F2618* von *Texas Instruments*:
<http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/msp430f12618.pdf>, 14.10.2011
- [Wann07] Wanner, Nico (2007):Nutzung der Sensorik des MSB430 zur Lokalisierung und Detektierung von sich bewegender Personen
Diplomarbeit, FU Berlin
http://page.mi.fu-berlin.de/wanner/publications/wanner07_da.pdf
- [WiSt12] Wikipedia, Standardabweichung:
<http://de.wikipedia.org/wiki/Standardabweichung>, 05.08.2012

Anhang

A) Sendeleistung und Empfangsempfindlichkeit

Neben der Funkübertragung ist im Fall des BodyGuard-Systems auch die Bestimmung der Entfernung zwischen zwei Modulen von Bedeutung. Dafür ist die Einstellung der Parameter des Transceivers, unabhängig vom Hersteller und vom Frequenzband, unerlässlich. Sie gehört zu einem der wichtigsten Faktoren. Im folgenden Abschnitt werden die verschiedenen Dämpfungen des Funksignals eingehender betrachtet, um Störgrößen zu definieren und zu beseitigen.

A.1 Freiraumdämpfung

Mit der Freiraumdämpfung wird die Reduzierung der Leistungsdichte bei der Ausbreitung elektromagnetischer Wellen im freien Raum beschrieben. Die Ausbreitung im freien Raum bedeutet, dass sich die Welle ohne Störeinflüsse von zusätzlich dämpfenden Medien wie zum Beispiel der Luft oder Störungen durch Reflexionen ausbreiten kann. Idealerweise tritt die Freiraumdämpfung im Vakuum auf, ein klassisches Beispiel dafür sind Richtfunkverbindungen von oder zu Satelliten im Weltall. Weiterhin ist die Freiraumdämpfung ein wichtiges Kriterium zur Berechnung der Sendeleistung und Empfangsempfindlichkeit, wobei zusätzlich die Abhängigkeit der Empfangsaperatur von der Wellenlänge berücksichtigt wird.

Bei allen im BodyGuard-System verwendeten Funksystemen CC1100 ist die Sendeleistung digital einstellbar und liegt in einem Bereich von -25 dBm bis +10 dBm. Hingegen die Empfangsempfindlichkeit ist bei den verwendeten Systemen je nach verwendeter Übertragungsrate, Kanalbreite und Modulationsart zwischen -89 dBm bis -101 dBm. Aus der Differenz von Sendeleistung und Empfangsempfindlichkeit ergibt sich Empfindlichkeit des Funksystems von bis zu 111dB, was einer Entfernungsdifferenz unter Verwendung der Gleichung (80) von bis zu 7000 m entspricht. In den nachfolgenden Gleichungen wird die Berechnung der Freiraumdämpfung auf der Erde veranschaulicht. Diese setzen eine ideale, ungehinderte Ausbreitung der Funkwelle voraus [Morr04]. Ideale Bedingungen im Sinne von ungehinderter Ausbreitung herrschen annähernd im Weltall, aus diesem Grund wird in der Gleichung (76) auch die maximale Freiraumdämpfung im Weltall A_W angegeben. Letztendlich betrachten wir dabei eine sogenannte überstrichene Fläche welche sich aus dem Abstand zwischen Sender und Empfänger d und der Wellenlänge λ ermitteln lässt. Umgekehrt kann auch der Abstand zwischen Sender und Empfänger aus der Freiraumdämpfung und der Wellenlänge berechnet werden, siehe Gleichung (77).

Für die Freiraumdämpfung kann auch folgende Formel angenommen werden: $A_W \approx P_{TX} + G_{TX} + G_{RX} - P_{RX}$. Die Sendeleistung P_{TX} wird addiert mit dem Antennengewinn beim Sender G_{TX} und beim Empfänger G_{RX} , davon wird die

Empfangsempfindlichkeit P_{RX} abgezogen und wir erhalten ebenfalls die Freiraumdämpfung im Weltall.

$$A_W = \left(\frac{4\pi d}{\lambda}\right)^2 \quad (76)$$

$$d = \frac{\sqrt{A_W * \lambda}}{4\pi} \quad (77)$$

Für die maximale Freiraumdämpfung auf der Erde A_F verwenden wir die Formel nach [Rech06]. Sie berechnet sich aus der Wellenlänge λ , dem Abstand zwischen Sender und Empfänger d und der Sendefrequenz f . Diese und die Umkehrfunktionen sind in den Gleichungen (78) - (80) gegeben.

$$A_F = 20 \log \left(\frac{4\pi d}{\lambda}\right) \quad (78)$$

$$\lambda = c/f \quad (79)$$

$$d = 10^{\left(\frac{A_F * \lambda}{20 * 4\pi}\right)} \quad (80)$$

In den vorhergehenden Formeln wurde die Ausbreitung der Welle im Vakuum beschrieben. In den nun folgenden Gleichungen wird eine alternative Funktion gegeben in der die Differenz zwischen Sendeleistung und Empfangsempfindlichkeit L (Gleichung (81), (82))[Rech06] berechnet wird. Diese bezieht sich auf den CC1100 (PAN2355) im BodyGuard-System.

$$L = 20 \log d + 20 \log f + 32,44 \quad (81)$$

$$d = 10^{\frac{L+20 \log f+32,44}{20}} \quad (82)$$

Aus der bestimmten Freiraumdämpfung lässt sich für die zu untersuchenden Funksysteme die maximal theoretisch überbrückbare Entfernung zwischen Sender und Empfänger auf der Erde bestimmen. Die Freiraumdämpfung ist in der nachfolgenden Abbildung visualisiert und zeigt die Ungenauigkeit bzw. den Fehler der Entfernungsbestimmung. In der Abbildung 77 sind die Simulationsergebnisse der Funkmodul (4, 11 und 12) für den Funkchip CC1100 bzw. CC1101 [TEX07a] bei einer Sendeleistung von -30 dBm und einer Ausdehnung des Gebäudes von 78 x 36 m mit Hilfe des WSN Simulators veranschaulicht [Hild07].

Die Freiraumdämpfung widerspiegelt die ideale Funkausbreitung. Dieses Ideal wird von der Ungenauigkeit der abgestrahlten Senderleistung der verschiedenen Module beeinflusst. Die Auswirkungen der Variation der Sendeleistungen sind in den nachfolgenden Tabellen für die drei verfügbaren Transceiver (CC1020, CC1100 und CC2430) in Zahlenwerten aufgelistet und im Diagramm 34 grafisch dargestellt.

Anhang, Sendeleistung und Empfangsempfindlichkeit

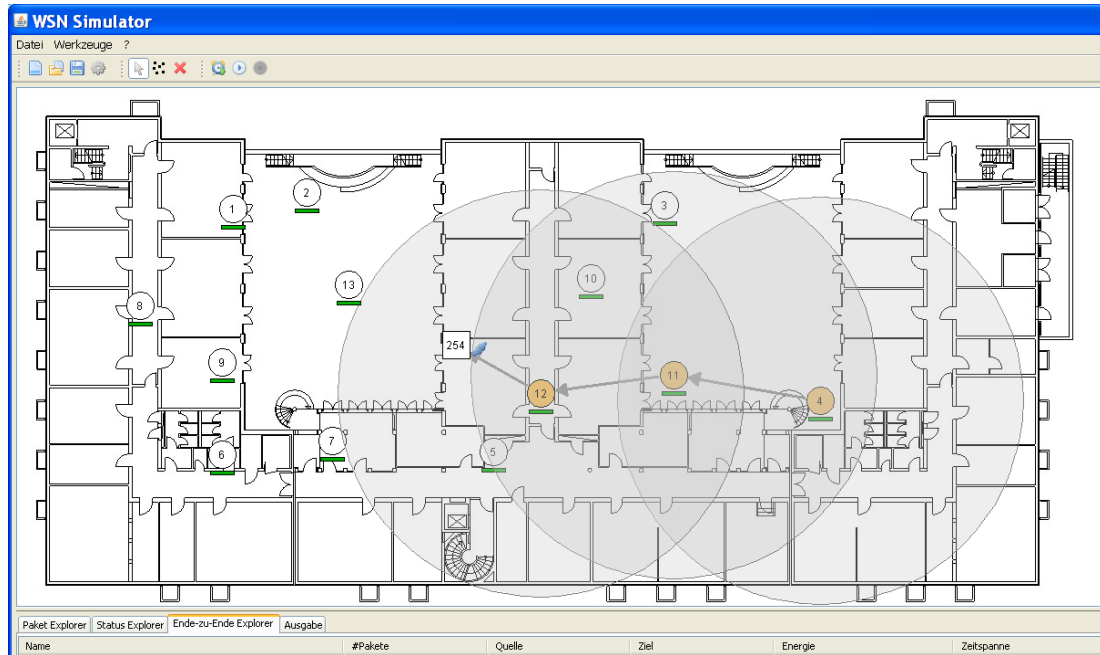


Abbildung 77 Ideale Freiraumdämpfung im WSN Simulator für den CC1100

Tabelle 14 Freiraumdämpfung des MSB430 (CC1020) [TEX06a]

MSB430 (CC1020)								
Register	Sendeleistung				ideale Entfernung (Freiraumdämpfung)			
	Sollwert		Istwert		Sollwert	Istwert	Differenz	
hexadezimal	dBm	mW	dBm	mW	m	m	m	%
0x01	-25	0,0032	-26	0,0025	173,27	154,43	18,84	10,87
0x02	-20	0,0100	-20,3	0,0093	308,12	297,66	10,46	3,39
0x04	-14	0,0398	-14,8	0,0331	614,78	560,68	54,09	8,80
0x06	-10	0,1000	-10,3	0,0933	974,36	941,28	33,08	3,39
0x0B	-5	0,3162	-5,3	0,2951	1732,68	1673,86	58,82	3,39
0x0F (default)	-3,5	0,4467	-3,7	0,4266	2059,29	2012,42	46,88	2,28
0x60	0	1,0000	-0,3	0,9333	3081,19	2976,58	104,60	3,39
0xB0	5	3,1623	4,7	2,9512	5479,21	5293,20	186,01	3,39
0xFF	8	6,3096	7,8	6,0256	7739,59	7563,41	176,17	2,28

Tabelle 15 Freiraumdämpfung MSB430-H (CC1100)

MSB430-H (CC1100)								
Register	Sendeleistung				ideale Entfernung (Freiraumdämpfung)			
	Sollwert		Istwert		Sollwert	Istwert	Differenz	
hexadezimal	dBm	mW	dBm	mW	m	m	m	%
0x04	-30	0,0010	-28,4	0,0014	24,47	29,43	-4,95	20,23
0x0D	-20	0,0100	-19,4	0,0115	77,40	82,93	-5,54	7,15
0x1C	-15	0,0316	-14,7	0,0339	137,63	142,47	-4,84	3,51
0x34	-10	0,1000	-9,7	0,1072	244,75	253,35	-8,60	3,51
0x57	-5	0,3162	-4,7	0,3388	435,23	450,52	-15,29	3,51
0x8E	0	1,0000	0,98	1,2531	773,96	866,40	-92,44	11,94
0x85	5	3,1623	4,5	2,8184	1376,32	1299,33	76,99	5,59
0xCC	7	5,0119	5,6	3,6308	1732,68	1474,75	257,93	14,89
0xC6 (default)	8,9	7,7625	7,6	5,7544	2156,34	1856,60	299,75	13,90
0xC3	10	10,0000	8,6	7,2444	2447,47	2083,14	364,34	14,89

Tabelle 16 Freiraumdämpfung Eval-Board (CC2430) [TEX07b]

Eval-Board (CC2430)								
Register	Sendeleistung				ideale Entfernung (Freiraumdämpfung)			
	Sollwert		Istwert		Sollwert	Istwert	Differenz	
hexadezimal	dBm	mW	dBm	mW	m	m	m	%
0x03	-25	0,0032	-26	0,0025	21,91	19,53	2,38	10,87
0x05	-20	0,0100	-20,4	0,0091	38,96	37,21	1,75	4,50
0x07	-15	0,0316	-15,2	0,0302	69,28	67,70	1,58	2,28
0x0B	-10	0,1000	-10,2	0,0955	123,20	120,40	2,80	2,28
0x14	-5	0,3162	-4,8	0,3311	219,08	224,19	-5,10	2,33
0x5F (default)	-0,4	0,9120	-0,5	0,8913	372,06	367,80	4,26	1,14
0x7F	0	1,0000	0	1,0000	389,59	389,59	0,00	0,00
0xBF	0,4	1,0965	0,3	1,0715	407,95	403,28	4,67	1,14
0xFF	0,6	1,1482	0,5	1,1220	417,46	412,68	4,78	1,14

In dem Diagramm 34 sind die idealen und ermittelten Entfernungswerte abgebildet. Zusätzlich ist in den vorherigen Tabellen auch die prozentuale Entfernungsabweichung angegeben. Diese berechnet sich aus der Differenz zwischen der theoretischen und der realen Freiraumdämpfung und beträgt bei den verschiedenen Modulen um bis zu 20 %. Deswegen ist die Freiraumdämpfung für eine genaue Entfernungsbestimmung nicht verwendbar. Durch die Annahme, dass wir uns in einem Vakuum befinden und durch weitere Annahmen entstehen Fehler die diese Methode als praxisuntauglich einstufen lassen.

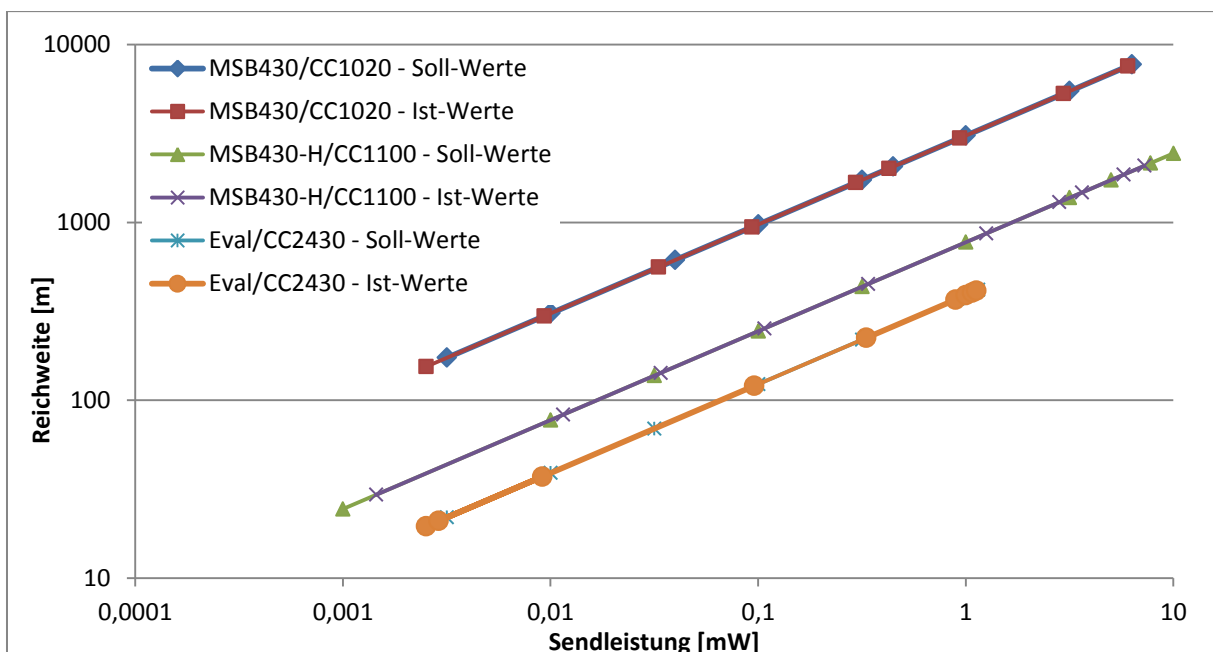


Diagramm 34 Ideale Reichweite nach Freiraumdämpfung der drei Funkchips CC1020, CC1100 und CC2430

Eine weitere Möglichkeit zur Entfernungsbestimmung ist die Nutzung der Sendeleistung unter der nachfolgenden Voraussetzung. **Ist eine Konfiguration in den Modulen über die abgestrahlte Sendeleistung hinterlegt, das heißt die realen Werte werden bestimmt und in der Auswertung genutzt, so ist die Sendeleistung als Möglichkeit der**

Entfernungsbestimmung nutzbar. Möglich wird dies, da die Dämpfung der Funkwelle in der Luft gleichmäßig logarithmisch abnimmt und die Empfangsfeldstärke beim Empfänger um den gleichen Betrag differiert, wie die Sendeleistung beim Sender variiert. Somit wird eine Entfernungsbestimmung auch bei unterschiedlichen Modulen und verschiedenen Ausgangsleistungen möglich.

A.2 Mediendämpfung

In diesem Abschnitt soll eine Abbildung auf die reale Umgebung gezeigt werden, dafür wird die Formel der Freiraumdämpfung erweitert und die Mediendämpfung A_D [Morr04] eingeführt. Im Vergleich zu Gleichung (81) betrachten wir bei der Mediendämpfung zusätzlich die Einzeldämpfungen A_M an durch die Welle dringenden Medien. Weiterhin fließen die Wellenlänge λ , der Abstand zwischen dem Sender und Empfänger d_D sowie der Dämpfungsfaktor n der Umgebung mit ein.

$$A_D = 20 \log\left(\frac{4\pi}{\lambda}\right) + 10n \log(d_D) + \sum_{i=1}^n A_M(i) \quad (83)$$

$$d_D = 10^{\left(\frac{A_D - 20 \log\left(\frac{4\pi}{\lambda}\right) - \sum_{i=1}^n A_M(i)}{10n}\right)} \quad (84)$$

Alternativ kann die Mediendämpfung wie auch bei der Freiraumdämpfung wie folgt beschrieben werden: $A_D \approx P_{TX} + G_{TX} + G_{RX} - P_{RX}$. Die Mediendämpfung entspricht der Sendeleistung P_{TX} plus dem Antennengewinn beim Sender G_{TX} plus dem Antennengewinn beim Empfänger G_{RX} minus der Empfangsempfindlichkeit P_{RX} .

In der nachfolgenden Tabelle 17 sind ausgewählte Umgebungen mit ihrem durchschnittlichen Dämpfungsfaktor n und einige typische Vertreter von Materialien und deren spezifische Dämpfungswerte pro Durchdringung angegeben, um die Mediendämpfung etwas zu veranschaulichen.

Tabelle 17 Dämpfungsfaktoren mit entsprechenden Dämpfungswerten [Morr04, Ston97]

Umgebung	n	Dämpfungswerte (± 10%)	dB (433MHz)	dB (868MHz)	dB (1.5GHz)	dB (2.4GHz)
Luft, Freifeld	2.0	Trockenbauwand (Gips, 13mm)	0.15	0.3	0.5	1.4
Lebensmittelgeschäft	1.8	Fenster(Glass, 13mm)	1.2	2.0	2.8	0.8
Ladengeschäft	2.2	Tür (Holz trocken, 38mm)	2.0	2.8	3.4	4.8
Büro, flexible Wände	2.4	Baum (Holz nass, 114mm)	2.0	4.5	7	20.0
Büro, feste Wände	3.0	Altbau Backstein (178mm)	3.1	5.3	6.5	15.0
Werkhalle (Textilindustrie), LOS	2.0	Altbau Mauerblock (203mm)	6.5	11.5	11.0	15.0
Werkhalle (Textilindustrie), oLOS	2.1	Neubau Beton (203mm)	18.0	23.0	27.0	50.0
Werkhalle (Metallverarbeitung), LOS	1.6	Backstein (90mm), Mauerblock (203mm)	7.8	10.9	10.5	27.0

Umgebung	n	Dämpfungswerte (± 10%)	dB (433MHz)	dB (868MHz)	dB (1.5GHz)	dB (2.4GHz)
Werkhalle (Metallverarbeitung), oLOS	3.3	Backstein (90mm), Beton (203mm)	20.0	24.0	31.0	55.0
Welche Umgebung?		Stahlbeton, 1% Stahl (203mm)	21.8	27.2	29.0	51.0

Die verschiedenen in Tabelle 17 aufgelisteten Dämpfungswerte der verschiedenen Materialien sind im NIST (National Institute of Standards and Technology) in einer umfangreichen Messreihe ermittelt worden. In der nachfolgenden Abbildung 78 ist der schematische Versuchsaufbau der durchgeführten Messungen dargestellt [Ston97].

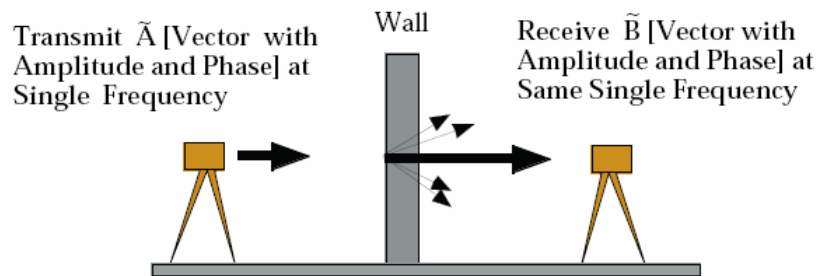


Abbildung 78 Aufbau der spezifischen Dämpfungsmessung [Ston97]

In dem nachfolgenden Diagramm 35 sind die Dämpfungswerte für verschiedene Materialien abgebildet. Es wird veranschaulicht, dass mit steigender Frequenz die Materialdämpfung stetig zunimmt. Einzige Ausnahme bei den Materialien ist Fensterglas was für das 2.4 GHz Frequenzband eine geringere Dämpfung aufweist als niedrigere Frequenzen. Eine Begründung für diesen Effekt liegt wahrscheinlich in der Materialcharakteristik von Glas.

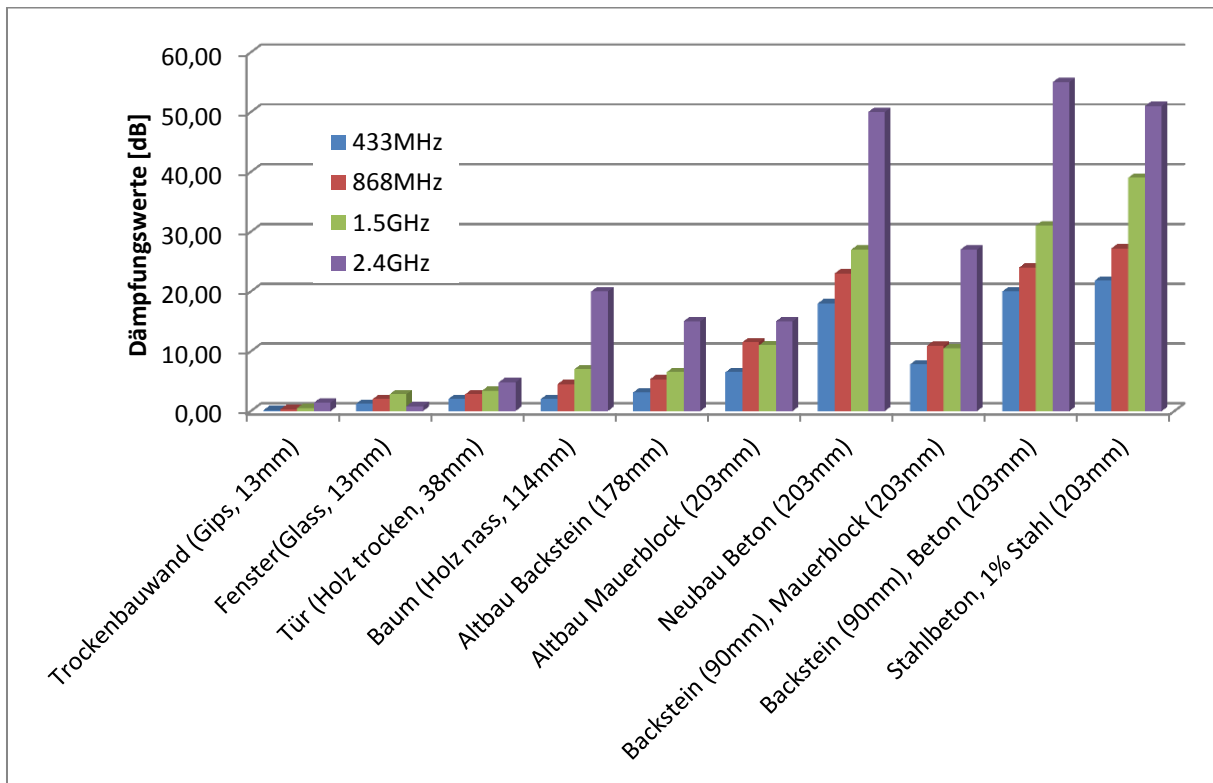


Diagramm 35 Dämpfungswerte für verschiedene Materialien bei unterschiedlichen Frequenzen [Sto97]

Für das BodyGuard-System ist eine Illustration der Mediendämpfung und der damit verbundenen Änderung der Ausbreitungscharakteristik sowie der Übertragungreichweite im WSN Simulator nachgestellt worden und in Abbildung 79 gezeigt. Aus der Simulation ist ersichtlich, dass die Mediendämpfung auch Auswirkungen auf den Übertragungsweg hat. In der Originalabbildung ohne Mediendämpfung würden die zu übermittelnden Daten von Knoten 4 über 11 nach 12 und dann zu Gateway 254 übertragen. Wie in Abbildung 79 nachvollzogen werden kann ist durch die Mediendämpfung zwischen Knoten 11 und 12 keine direkte Funkverbindung möglich. Dadurch ist es erforderlich, die zu übertragenden Daten des Knotens 4 über den Knoten 10 zu routen, um so eine Verbindung zwischen Knoten 4 und der Gateway 254 zu gewährleisten.

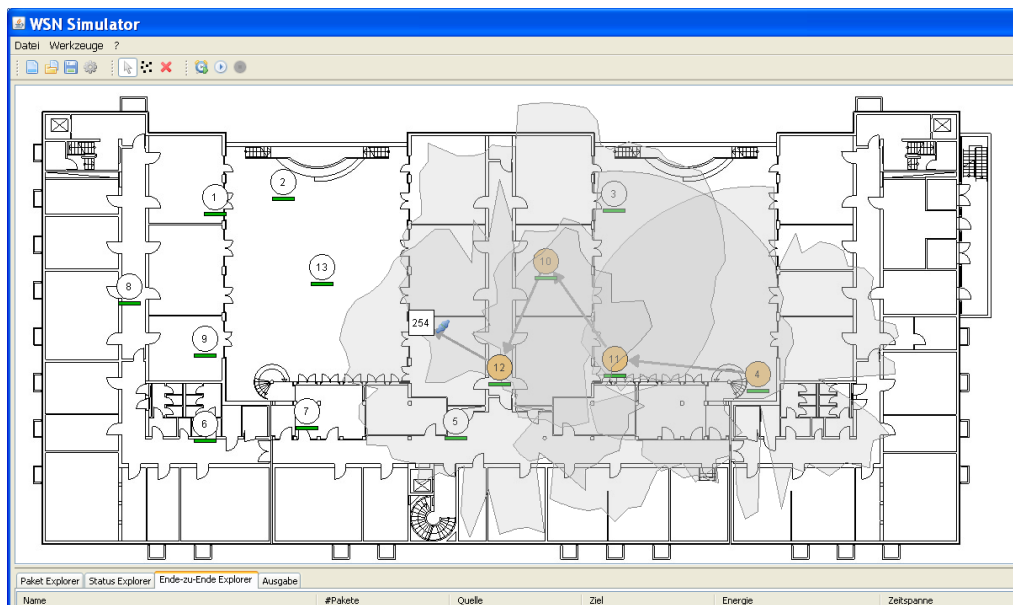


Abbildung 79 Mediendämpfung im WSN Simulator

In Tabelle 18 sind die in der vorhergehenden Abbildung gezeigten Dämpfungen durch Wände, Türen oder Fenster bzw. allgemein für Umgebungssituationen für zwei Sendeleistungen (-25 dB und 8 dB) als Zahlenwert gegeben. Die Differenz zwischen der theoretischen Übertragungsstrecke (Idealwert) und der realen Übertragungsstrecke (Realwert) beträgt von wenigen Metern bis hin zu mehreren Kilometern.

Der Einfluss der Dämpfung auf die tatsächliche Entfernung zwischen einem Sender und Empfänger ist wie aus den Werten in Tabelle 18 ersichtlich beträchtlich. Somit ist eine Bestimmung nur aus der Differenz der Sende- und Empfangsleistung als einzige Information zur Ermittlung der Entfernung zwischen Sender und Empfänger bei einer unbekanntenen Mediendämpfung ungeeignet. Sind allerdings Informationen bezüglich der vorhandenen Umgebungsbedingungen bekannt ist eine Bestimmung der Entfernung aus diesen Werten möglich.

Tabelle 18 Dämpfungsfaktoren und Mediendämpfung für den MSB430 (CC1020)

MSB430 (CC1020)							
Register	Sendeleistung		Dämpfung	Entfernung (Mediendämpfung)			
	Sollwert			Idealwert	Realwert	Differenz	
hexadezimal	dBm	mW	n	m	m	m	%
0x01	-25	0,0032	1,60	173,27	5,90	167,37	96,60
0xFF	8	6,3096	1,60	7739,59	681,20	7058,38	91,20
0x01	-25	0,0032	1,80	173,27	4,84	168,42	97,20
0xFF	8	6,3096	1,80	7739,59	329,97	7409,62	95,74
0x01	-25	0,0032	2,00	173,27	4,14	169,13	97,61
0xFF	8	6,3096	2,00	7739,59	184,77	7554,82	97,61
0x01	-25	0,0032	2,10	173,27	3,87	169,40	97,77
0xFF	8	6,3096	2,10	7739,59	144,11	7595,48	98,14
0x01	-25	0,0032	2,40	173,27	3,26	170,00	98,12
0xFF	8	6,3096	2,40	7739,59	77,42	7662,17	99,00
0x01	-25	0,0032	3,00	173,27	2,58	170,69	98,51
0xFF	8	6,3096	3,00	7739,59	32,44	7707,15	99,58
0x01	-25	0,0032	3,30	173,27	2,36	170,90	98,64
0xFF	8	6,3096	3,30	7739,59	23,64	7715,95	99,69

In den Abschnitten A.1 und A.2 wurde bereits der Einfluss der Dämpfung auf die Welle bzw. das Messergebnis diskutiert. Weitere Einflüsse auf die nicht detaillierter eingegangen werden soll sind:

- die Reflektion
- die Brechung
- die Beugung und
- die Abschattung.

A.3 Empfangsempfindlichkeit und -messung

Die Empfangsempfindlichkeit ist ein Maß für die beim Empfänger anliegende Signalstärke. Diese Signalstärke, auch RSS(I) genannt steht für Received Signal Strength (Indicator). Dieser Werte wird durch verschiedene Einflüsse, wie schon beschrieben z.B. durch Mediendämpfung variiert. Ein anderer Faktor ist die im Funkempfänger integrierte Optimierung des empfangenden Signals zur besseren Signalerkennung. In Tabelle 19 sind beispielhaft für den Funktransceiver CC1020 die verschiedenen Konfigurationen aufgeführt, welche Werte bzw. Register welche Einflussmöglichkeiten haben. Die Auswirkungen der automatschen internen Regelung haben dabei mehrere Effekte auf den RSSI Wert. So werden zusätzliche interne Regelverstärker AGC genutzt um das Signal zu verstärken. Eine zusätzliche Frequenzanpassung auf die Sendefrequenz durch die AFC-Einheit durchgeführt und interne Signalverstärker vorgeschaltet.

Tabelle 19 Optimierungsstufen des CC1100

	Transceiver Konfiguration	PA Werte	AFC	LNA
1	Verstärkung aktiviert, AGC	0xFF – 0x00	Keine Kontrolle	Mit LNA
2	Verstärkung deaktiviert	-	-	-
3	Verstärkung deaktiviert	Nutzung der PA Wert 0x04 – 0x01	-	-
4	Verstärkung deaktiviert	Nutzung der PA Wert 0x04 – 0x01	Kalibrierung der Knoten	-
5	Verstärkung deaktiviert	Nutzung der PA Wert 0x04 – 0x01 (Nahbereich)	Kalibrierung der Knoten	Benutzung eines Knotens ohne LNA
6	Verstärkung deaktiviert	Nutzung der PA Wert 0xF0, 0xA0, 0x50, 0x0B, 0x06 & 0x01 (6dBm Stufen)	Kalibrierung der Knoten	Benutzung eines Knotens ohne LNA

Alles diese Optimierungsmechanismen zur Signalverbesserung und damit Erhöhung der Reichweite werden auf allen aktuellen Funktransceivern durchgeführt und manipulieren den RSS-Wert. Um den RSS-Wert für eine Lokalisierung zu verwenden, muss sich genau mit dem Funktransceiver beschäftigt werden, damit die RSS-Werte auch richtig interpretiert werden.

B) Weitere Experimente

B.1 RSSI-Experimente

Zur Bestimmung des Sende- und Empfangsverhaltens der verschiedenen Funktransceivers sind unterschiedliche Experimente durchgeführt worden. So wurde die Charakteristik der Antenne und deren Einfluss auf den bestimmten RSS-Werte untersucht.

Die nachfolgenden Diagramme veranschaulichen den Einfluss der Antennen, Typ PSTGO-900SE von MobileMark, und deren Ausrichtung am MSB430-H. Dabei wurden die RSS-Werte alle 15° in einem Abstand von 5m und der Konfiguration 6 aus Tabelle 19 verwendet. Bei der Standardkonfiguration wäre immer ein RSS-Wert von 60 herausgekommen was einen optimalen Empfang bedeutet.

- Rx*V*X ⇒
- RL: Reihe stationäres Geräte liegend
 - RS: Reihe stationäres Geräte stehend
 - V: Versuch
 - X: Empfangsgerät je Versuchsreihe um 90° gedreht
 - S: Stehend
 - L: Liegend



Abbildung 80 MSB430-H Board und Antenne

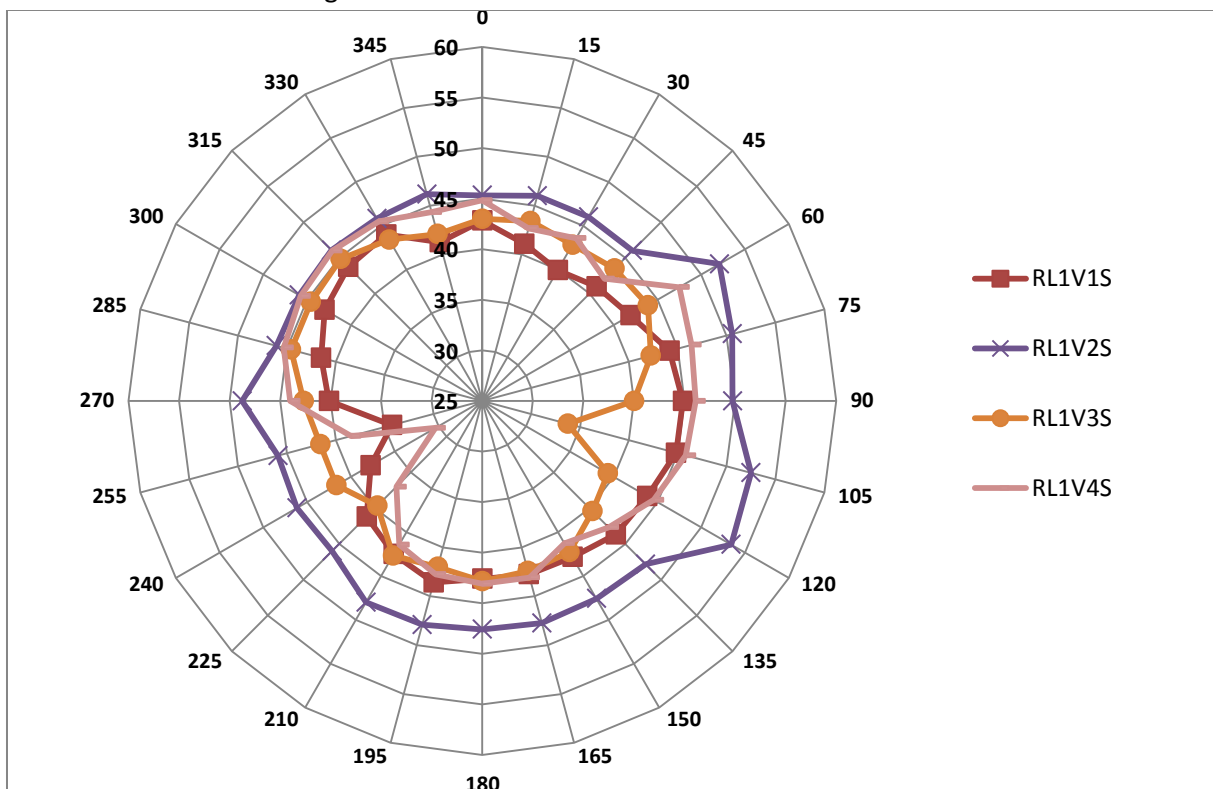


Diagramm 36 RSSI-Antennenexperiment: Ausrichtungen, stationären Geräts, liegend; Geräts, mobiles Gerät, stehend

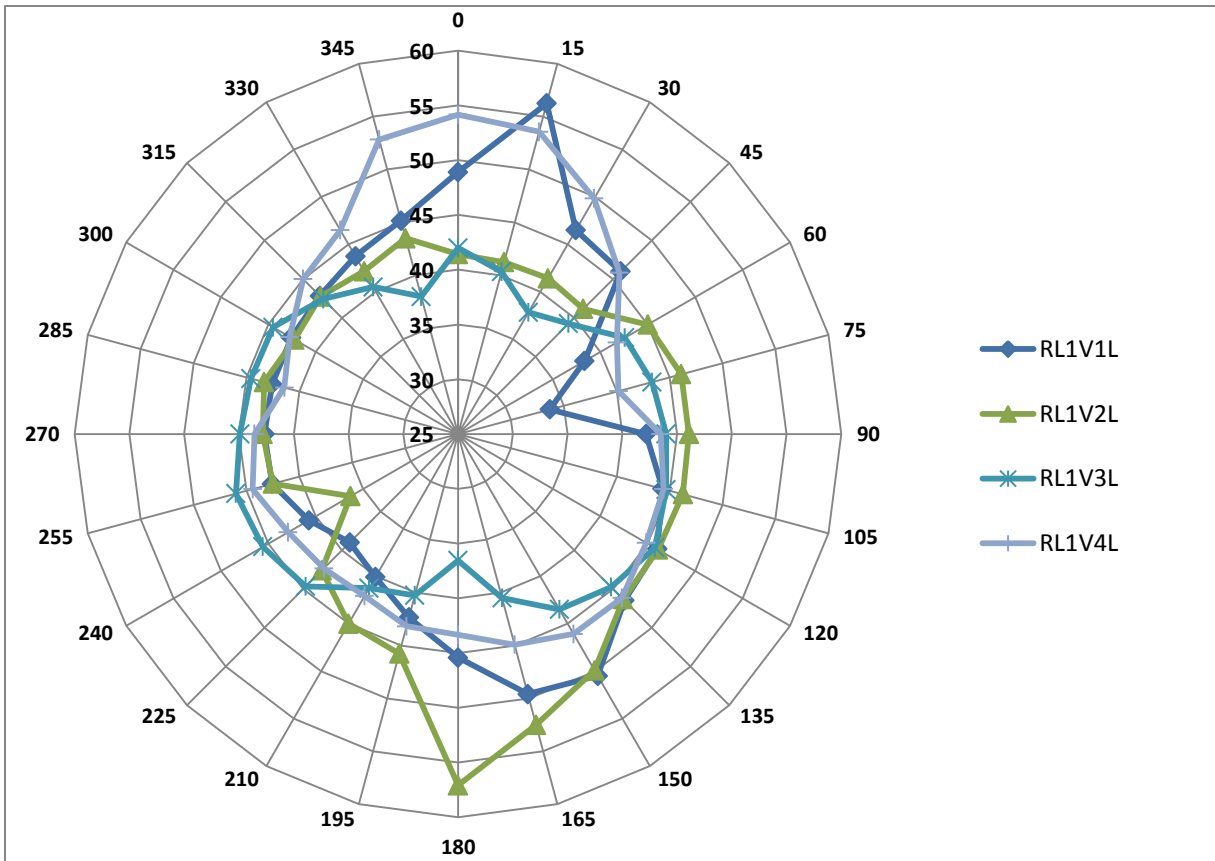


Diagramm 37 RSSI-Antennenexperiment: Ausrichtungen, stationären Geräts, liegend; Geräts, mobiles Gerät, liegend

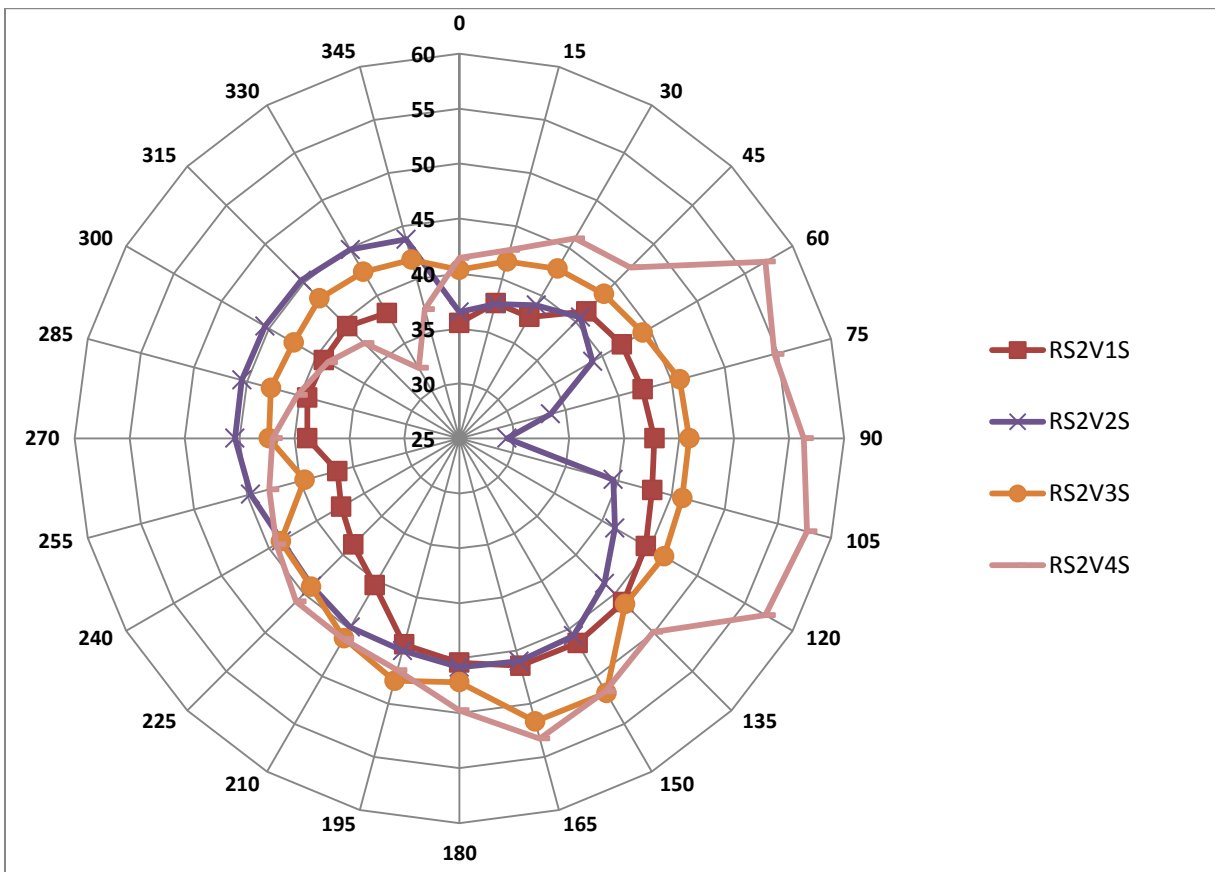


Diagramm 38 RSSI-Antennenexperiment: Ausrichtungen, stationären Geräts, stehend; Geräts, mobiles Gerät, stehend

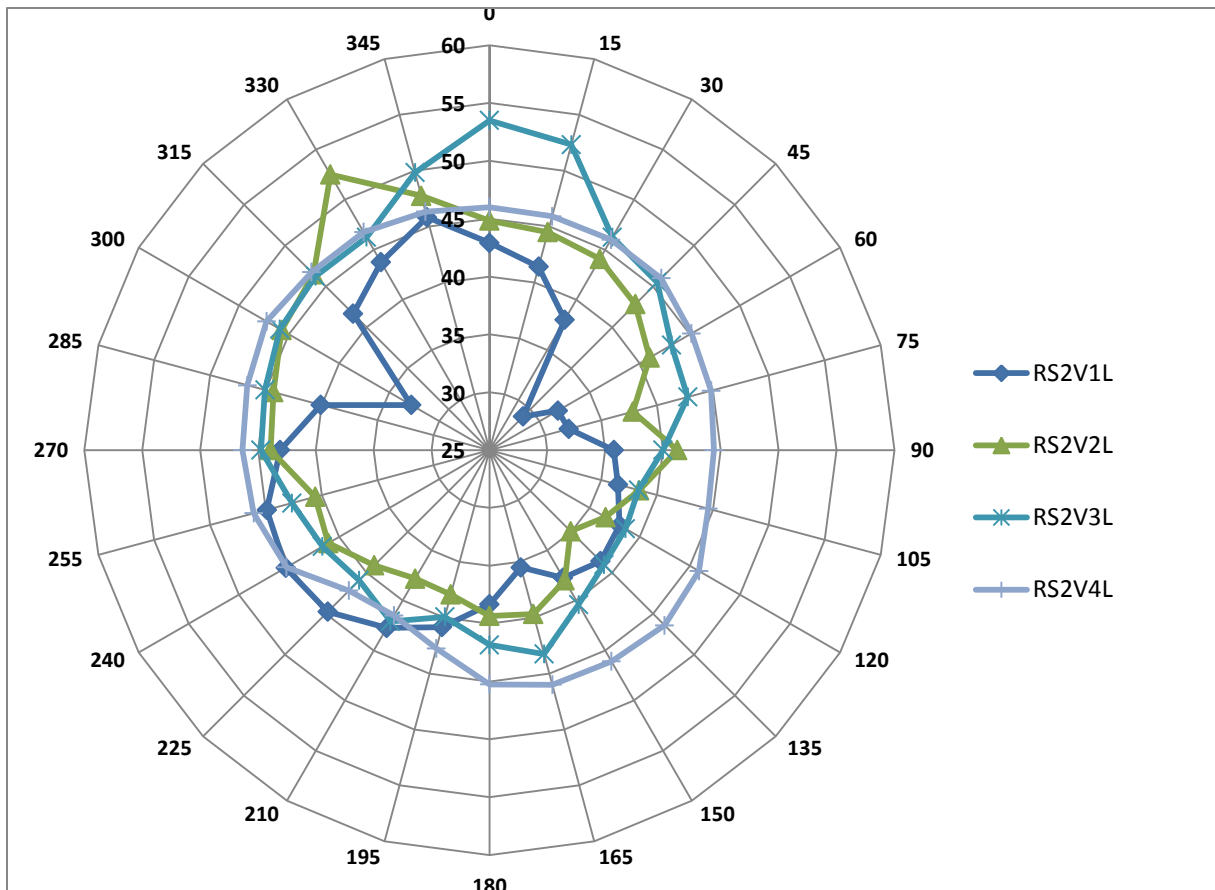


Diagramm 39 RSSI-Antennenexperiment: Ausrichtungen, stationären Geräts, stehend; Geräts, mobiles Gerät, liegend

B.2 Laufzeitexperimente

Eine weitere Möglichkeit die Position zu ermitteln, ist die Bestimmung der Signallaufzeit eines Funkpaketes. Dabei würde eine „Ping Pong“-verfahren angewendet. Ein Modul sendet ein Paket und es erhält von einem anderen Modul eine Antwort. Dieses Verfahren würde unter Verwendung des MSB-A2 durchgeführt.

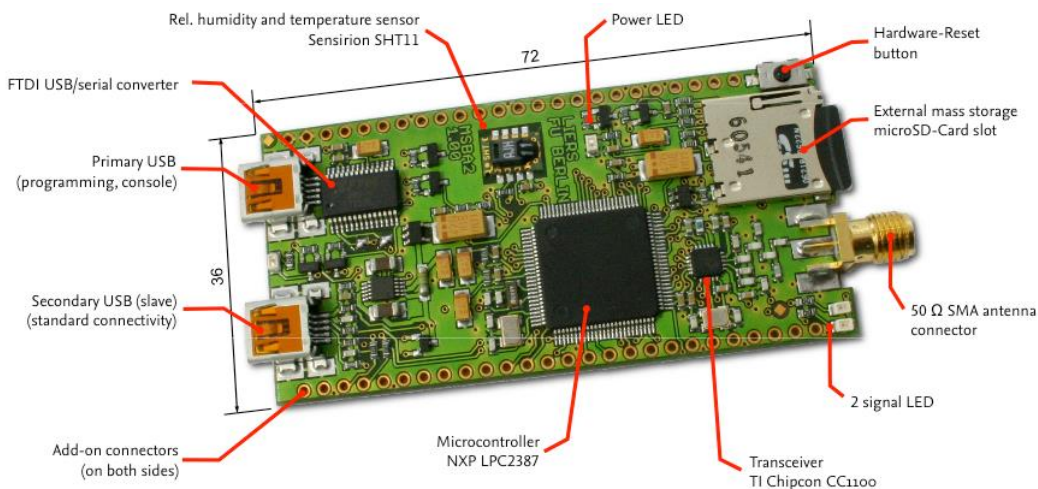


Abbildung 81 MSB-A2 Hardwareplattform.(Abb. aus [BWBH08])

Dabei würden die Signallaufzeiten über die Hardware-Timer des NXP LPC2387 ermittelt und die Funksignale mit dem CC1100 aufgenommen. Der Funktransceiver signalisierte das Versenden und das Empfangen des Paketes. In den nachfolgenden Abbildungen ist die Laufzeit für beide Module angegeben und beträgt 688,9µs.

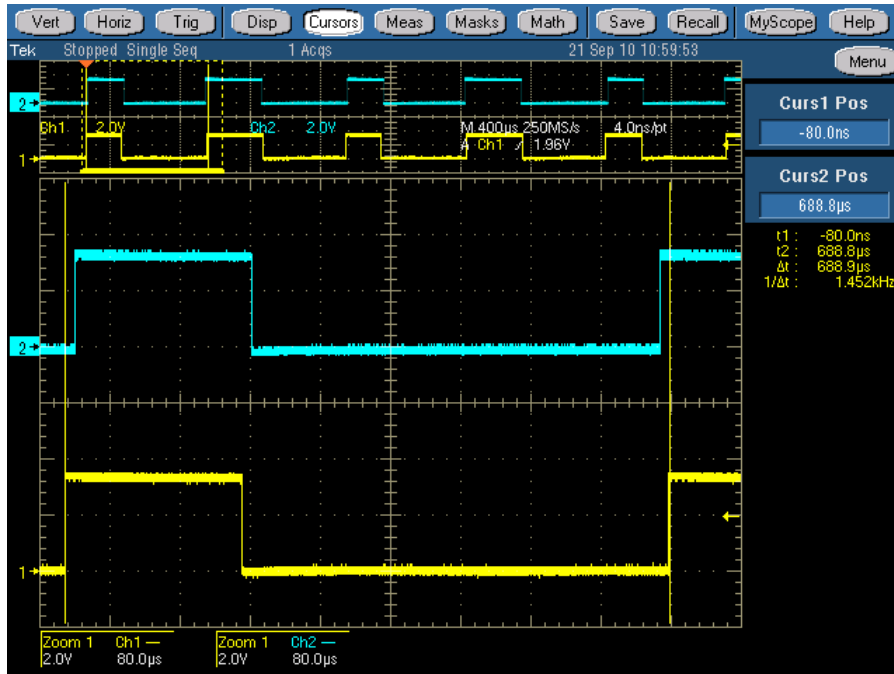


Abbildung 82 "Ping Pong"-Verfahren Sender und Empfänger

Aus Formel (1) ergibt sich nach Ermittlung der konstanten Laufzeit eine

$$S_{\text{Entfernung}} = c_{\text{elektromagnetische Welle}} * t_{\text{Laufzeit}} \quad (85)$$

$$\Delta t_{\text{Laufzeit}} = (t_{\text{Sender zum Empfänger}} + t_{\text{Empfänger zum Sender}}) \quad (86)$$

$$S_{\text{einfache Entfernung}} = \frac{299792458 \text{ m/s} * \Delta t_{\text{Laufzeit}}}{2} \quad (87)$$

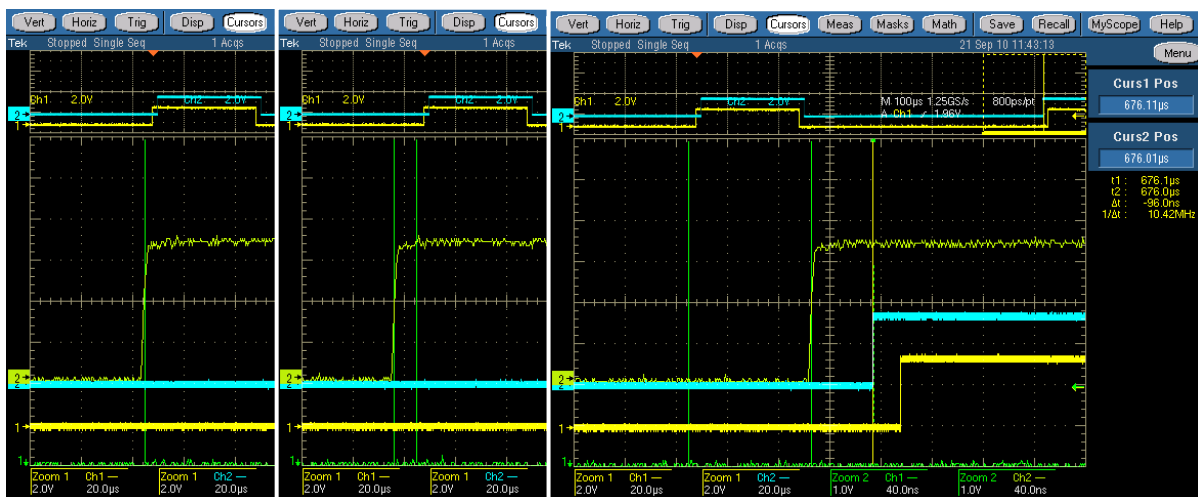


Abbildung 83 Zeitversatz von unterschiedlichen Entfernungsmessungen, 2 m, 0 m und 15 m

C) Hardwarevarianten

Im Rahmen der Arbeit sind neben der im Kapitel 3 „BodyGuard-System“ beschriebenen Hardwarevariante zwei weitere Varianten zur Untersuchung der Möglichkeiten einer Lokalisierung selbst entwickelt worden bzw. stehen industriell gefertigt zur Verfügung. Dabei wurde das iNEMO-Evaluationsboard (STEVAL-MKI062V2) zum Testen neuerer Sensoren genutzt. Die abschließende Version ist das BodyGuard-System V2.0, das die zusätzlichen Sensormöglichkeiten vereint. Nachfolgend werden diese beiden Versionen beschrieben und der Vorteil gegenüber der BodyGuard V1.0 kurz erörtert.

C.1 iNEMO-System, STEVAL-MKI062V2

Das iNEMO Board STEVAL-MKI062V2 [STMI12], iNEMO-System, ist ein Entwicklungsboard der Firma STMicroelectronics und für die Evaluation von Sensoren entwickelt worden. In diesem Zusammenhang, der Optimierung der Lokalisierungsgenauigkeit, wurden verschiedene Experimente realisiert mit dem Ziel, ein verbessertes BodyGuard-System zu entwickeln.

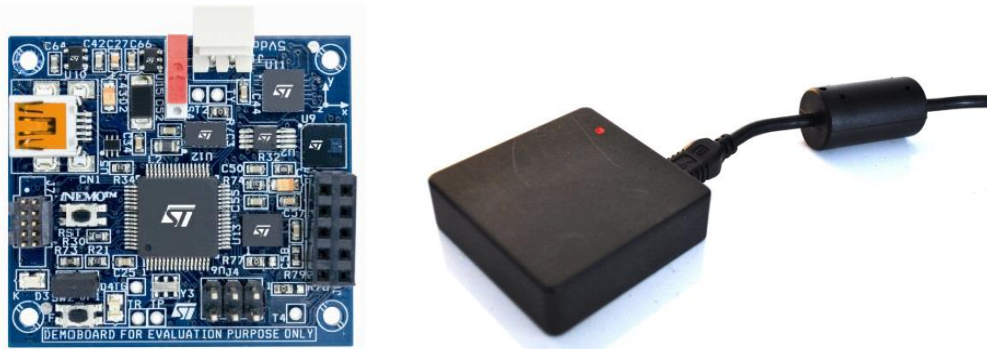


Abbildung 84 iNEMO-System

Die Vorteile des iNEMO-Systems sind die Kompaktheit (4 x 4 cm), die Flexibilität der Konfiguration der Sensoren und eine offene Entwicklungsplattform. Die Anbindung fast aller Sensoren erfolgt über digitale Schnittstellen was einen Vorteil gegenüber der durch einen Controller realisierten AD-Wandlung bietet. In der nachfolgenden Tabelle sind die genutzten Sensoren mit ihren Eigenschaften aufgeführt.

Tabelle 20 Sensoren des iNEMO-Systems

Sensoren	Eigenschaften	Vorteil
LSM303DLH 3D-Beschleunigungs-sensor	<ul style="list-style-type: none"> Messbereich: $\pm 2g$, $\pm 4g$ und $\pm 8g$ Abtastrate bis 1000 Hz 16 Bit Auflösung 	<ul style="list-style-type: none"> I²C Anbindung einstellbare digitale Filter verschiedene Energiesparmodi
3D-Magnetfeldsensor	<ul style="list-style-type: none"> Messbereich: ± 1.3, ± 1.9 bis ± 8.1 Gauss Abtastrate bis 220 Hz 12 Bit Auflösung 	

Sensoren	Eigenschaften	Vorteil
LY330ALH 1D-Gyroskop, Yaw	<ul style="list-style-type: none"> analoger Sensor Messbereich: ± 300 °/s digitalisiert mit 12 Bit Auflösung 	<ul style="list-style-type: none"> analoges Signal 4-fach verstärkt
LPR430AL 2D-Gyroskop, Roll und Pitch	<ul style="list-style-type: none"> Messbereich: analoger Sensor ± 300 und ± 1200 °/s digitalisiert mit 12 Bit Auflösung 	<ul style="list-style-type: none"> analoges Signal 4-fach verstärkt Bandpass bis 140 Hz
LPS001DL Luftdrucksensor	<ul style="list-style-type: none"> Messbereich: 300 bis 1100 mbar Auflösung: 0.1 mbar 16 Bit AD-Wandlung Abtastrate bis 12,5 Hz 	<ul style="list-style-type: none"> SPI/I²C Anbindung interner Temperatursensor
STLM75DS2F Temperatursensor	<ul style="list-style-type: none"> Messbereich: -55 °C bis 125 °C Genauigkeit $\pm 0,5$ °C 16 Bit AD-Wandlung Abtastrate bis 6 Hz 	<ul style="list-style-type: none"> I²C Anbindung

C.2 BodyGuard-System V 2.0

Für weiterführende Anwendungen und durch die weiterführenden Entwicklungen der Halbleiterhersteller ergeben sich aus aktueller Sicht einige bessere Sensoren oder Module die für die Erfassung der Sensorwerte des BodyGuard-Systems geeigneter sind.

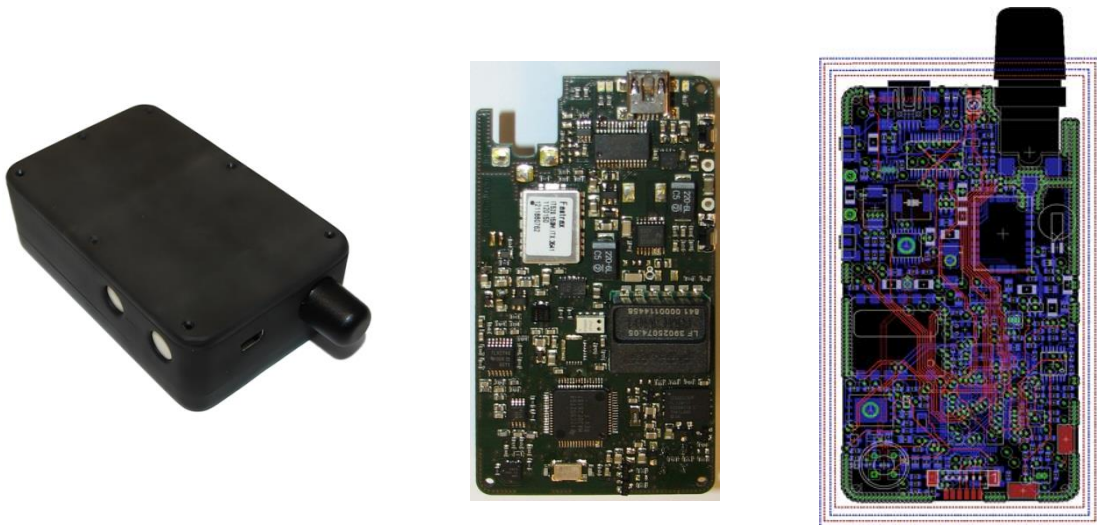


Abbildung 85 BodyGuard-System V2.0

Der Beschleunigungssensor, die Drehwinkelsensoren und auch das Kompassmodul wurden durch zwei hoch komprimierte digitale Kombisensoren für 3D-Beschleunigung und 3D-Rotation sowie für 3D-Beschleunigung und 3D-Magnetfeld ersetzt. Der Einsatz eines genaueren Luftdrucksensors ist zur Verbesserung der Bestimmung einer Höhenänderung ebenfalls realisiert worden. Die Erfassung aller Sensorwerte erfolgt jetzt ausschließlich über digitale Schnittstellen. Zusätzlich sind beim BodyGuard-System V2.0 noch Sensoren zur Bestimmung der Vitalzeichen und ausgewählter Umgebungsparametern wie Temperatur, Luftfeuchte und CO-Gaskonzentration integriert worden.

Tabelle 21 Sensoren des BodyGuard-Systems V 2.0

Sensoren	Eigenschaften	Vorteil
LSM303DLHC 3D-Beschleunigungssensor 3D-Magnetfeldsensor	<ul style="list-style-type: none"> ±2g, ±4g, ±8g und ±16g Abtastrate bis 1620 Hz 16 Bit Auflösung 	<ul style="list-style-type: none"> I²C Anbindung einstellbare digitale Filter verschiedene Energiesparmodi interner Temperatursensor Werkskalibrierung kleine Bauform
	<ul style="list-style-type: none"> ±1.3, ±1.9 bis ±8.1 Gauss Abtastrate bis 220 Hz 12 Bit Auflösung 	
LSM330DLC 3D-Beschleunigungssensor 3D-Gyroskop	<ul style="list-style-type: none"> ±2g, ±4g, ±8g und ±16g Abtastrate bis 1620 Hz 16 Bit Auflösung 	<ul style="list-style-type: none"> SPI/I²C Anbindung einstellbare digitale Filter verschiedene Energiesparmodi interner Temperatursensor interne 32 Tupel FIFO Werkskalibrierung
	<ul style="list-style-type: none"> ±250, ±500 und ±2000 °/s Abtastrate bis 760 Hz 16 Bit Auflösung 	
MS5611-01BA01 Luftdrucksensor Temperatursensor	<ul style="list-style-type: none"> Messbereich: 450 bis 1100 mbar Auflösung: 0,012 mbar 	<ul style="list-style-type: none"> SPI/I²C Anbindung kalibrierter Sensor sehr genaue Höhenänderung bestimmbar sehr energiesparend
	<ul style="list-style-type: none"> Messbereich: -40 bis 85 °C Auflösung: 0,002 °C 24 Bit AD-Wandlung Abtastrate bis 1000 Hz 	
SHT21 Feuchtesensor- und Temperatursensor	<ul style="list-style-type: none"> Messbereich: 0 bis 100 %RH Auflösung: 0,04 %RH 12 Bit AD-Wandlung Abtastrate bis 100 Hz 	<ul style="list-style-type: none"> I²C Anbindung sehr energiesparend
	<ul style="list-style-type: none"> Messbereich: -40 bis 125 °C Auflösung: 0,01 °C 14 Bit AD-Wandlung Abtastrate bis 250 Hz 	
IT520 und SL1204R GPS Chip mit Helix-Antenne	<ul style="list-style-type: none"> hohe Empfindlichkeit -148 dBm hohe Genauigkeit <1,8 m Positionsdaten: bis 10 Hz AGPS 	<ul style="list-style-type: none"> NMEA-Protokoll optimierter GPS-Empfang sehr energiesparend sehr kleines GPS-System
	<ul style="list-style-type: none"> aktive GPS-Antenne Typ: Quadrifilar Helix Verstärkung: 18 dBic 	
INA332 EKG-Sensorschaltung	<ul style="list-style-type: none"> Vitalzeichenerfassung 	<ul style="list-style-type: none"> Belastungszustand des Feuerwehrmanns erkennbar
Polar RMCM01 Herzfrequenz	<ul style="list-style-type: none"> Empfangsmodul für Brustgurte der Firma Polar 	<ul style="list-style-type: none"> Herzschlag ablesbar
TGS2442 CO-Sensor	<ul style="list-style-type: none"> CO-Gaskonzentration 	<ul style="list-style-type: none"> Umgebungszustand erfassbar